

Caroline Ribeiro de Souza

**EFEITO DE TREINAMENTO POR PERTURBAÇÕES POSTURAS NA
CAPACIDADE DE RECUPERAÇÃO DO EQUILÍBRIO CORPORAL EM
INDIVÍDUOS COM BLOQUEIO DE MARCHA POR DOENÇA DE
PARKINSON**

SÃO PAULO
2020

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
INSTITUTO DE PSICOLOGIA

Caroline Ribeiro de Souza

**EFEITO DE TREINAMENTO POR PERTURBAÇÕES POSTURAS NA
CAPACIDADE DE RECUPERAÇÃO DO EQUILÍBRIO CORPORAL EM
INDIVÍDUOS COM BLOQUEIO DE MARCHA POR DOENÇA DE
PARKINSON**

VERSÃO CORRIGIDA

Dissertação apresentada ao Instituto de Psicologia da
Universidade de São Paulo para obtenção do título de
Mestre em Ciências

Área: Neurociências e Comportamento

Orientador: Prof. Dr. Luis Augusto Teixeira

SÃO PAULO
2020

FOLHA DE APROVAÇÃO

Nome: Caroline Ribeiro de Souza

Título: Efeito de treinamento por perturbações posturais na capacidade de recuperação do equilíbrio corporal em indivíduos com bloqueio de marcha por doença de Parkinson

Dissertação apresentada ao Instituto de Psicologia para obtenção do título de Mestre em Ciências.

Área de concentração: Neurociências e Comportamento

Aprovada em ____ / ____ / _____

Prof. Dr. _____ Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof. Dr. _____ Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof. Dr. _____ Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Agradecimentos,

Ao grande Mestre, Jesus, por permitir a realização deste trabalho, sonhar comigo e me amparar no percurso: 'É tudo sobre Você, tudo para Você'. Minha fé me sustentou e conduziu até aqui. Gratidão pelo presente da presença de pessoas tão especiais e fundamentais para realização deste projeto e para meu crescimento, a estas seguem meus sinceros agradecimentos e carinho....

Aos meus pais, Ivone Ribeiro de Souza (in memória) e Cesar Antunes de Souza, por sonharem meus sonhos comigo, mesmo, algumas vezes, sem entendê-los tão bem. Por toda educação e base que me deram e que me permitiram chegar até aqui. Sou grata por seus exemplos, conselhos, renúncias e amor, por serem minha direção e me guiarem mesmo estando distantes (seja na eternidade ou em outra cidade).

Agradeço minha irmã (Karine) e sobrinha (Melissa) por entenderem os momentos de ausência e por todo amor direcionado a mim. A minha prima (Vanessa) agradeço o apoio, parceria, carinho e toda generosidade comigo durante este processo e vida. A minha tia (Ivonete) pelo sustento, apoio e orações. A Mara Ribeiro, agradeço todo incentivo, orações e carinho. Estendo o agradecimento a toda minha família que me apoiou da melhor forma possível (família Souza e as duas famílias Ribeiro).

Ao meu orientador, Professor Dr. Luis Augusto Teixeira, agradeço a parceria e cada ensinamento durante este caminho. Sou grata por abrir as portas do seu laboratório com tanta receptividade. Ter um orientador como o senhor tornou a caminhada mais branda. Agradeço a confiança, direcionamento, paciência e suas correções sempre impecáveis. Minha gratidão eterna.

Agradeço as professoras membros da banca de qualificação e defesa por suas contribuições. Professora Andrea Cristina de Lima Pardin, agradeço a atenção, sugestões e por seu exemplo dentro da fisioterapia. A professora Lilian Teresa Bucken Gobbi sou grata pelas sugestões e direcionamento que conduziram este trabalho para um melhor desenvolvimento. Professora Mariana Callil Voos, pelas valiosas pontuações. Aproveito para agradecer a professora Camila Torriani-Pasin que contribuiu generosamente no recrutamento dos voluntários. É inspirador ter mulheres como vocês neste meio.

Aos colegas e amigos do Laboratório Sistemas Motores Humano: Júlia, Lucas, Patrícia, Marina, Alexandre, Wesley, Giulia, Pedro e Carla Rinaldin, agradeço a parceria, reuniões, momentos de distrações e aprendizagem. A união do laboratório certamente foi enriquecedora

e motivadora. Deixo um agradecimento especial ao Lucas por todo apoio nas coletas, a Carla Rinaldin e Alexandre pela ajuda com os programas estatísticos, Nina e Ju pelas nossas férias.

Aos queridos amigos: Carla Silva-Batista, Daniel Boari Coelho e Júlia Ávila de Oliveira minha eterna gratidão por cada ensinamento e colaboração. Carlinha, minha eterna admiração pelo ser humano e profissional que é, serei sempre grata por tudo que fez e por cada palavra, as minhas [palavras] serão pequenas diante do tamanho da sua generosidade. Dani, gratidão pelo apoio, conselhos, parceria, valiosas sugestões e por tornar os dias sempre mais alegres. Jú, agradeço por se tornar esta grande parceira no decorrer deste processo, obrigada pelo apoio acadêmico e pessoal, pelos desabafos e trocas, por me entender em tantos momentos, pelas inúmeras risadas, serei eternamente grata. Foi uma honra tê-los por perto.

As amigas “Julianas” (Carlinha, Raquel, Elisa e Luciana), Vickzinha e Beatriz, que tornaram a caminhada alegre, doce e leve. Ao Jumes, pela parceria e ensinamentos compartilhados durante o processo. Minha eterna torcida e gratidão. Sou grata por encontrar pessoas tão especiais na pós-graduação.

As “amigas externas” (Nashila, Nicole, Gabriela, Maria Angélica, Luana, Mariane, Monize e Nicolly), por me apoiarem e incentivarem sempre. Por reprogramarem suas agendas inúmeras vezes para conseguirmos marcar nossos encontros e cafés que, acreditem, foram renovadores. As meninas do 21 (Renata, Raquel e Hanna), minhas queridas amigas que dividiram não só a casa, mas todas as emoções dos momentos pré-defesa e durante uma pandemia. Muito obrigada por tudo, vocês foram essenciais na concretização deste sonho.

A minha mestra e amiga, Profa. Msc. Priscila Azevedo Girotti Martins, foi através dos seus olhos que vi e iniciei este sonho, minha eterna gratidão e admiração. As professoras Raquel, Kristianne e Adriessa que me ensinaram os primeiros passos deste mundo da pesquisa, meu muito obrigada. E, a cada mestre que fez parte da minha caminhada meu eterno agradecimento e admiração, sempre levarei uma parte do ensinamento de cada um comigo.

Meu agradecimento aos colegas e amigos dos demais laboratórios, funcionários (especialmente a Shirley) e professores da Escola de Educação Física e Esporte da USP, local onde desenvolvi este projeto e fui tão bem acolhida por todos. Ao Gustavo, da secretaria de pós-graduação da Psicologia- USP, por sempre sanar as dúvidas prontamente. Todos foram essenciais no decorrer do processo.

À Fundação de Amparo e Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP) e a Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES) pelos auxílios financeiros tão necessários para realização do projeto.

E a eles, os ‘Grandes Protagonistas’ de cada página que virá a seguir, a cada participante e seus familiares e/ou cuidadores meu agradecimento repleto de amor, respeito e admiração. Agradeço por disporem seu tempo em prol da pesquisa, por acreditarem e nos acompanharem nesta caminhada. Sou grata por todo carinho e confiança. Gratidão por me permitirem fazer parte de um pedacinho da história de cada um de vocês.

Por fim, a cada pessoa [citada ou não] que encontrei nestes caminhos... MUITO OBRIGADA por fazer parte desta parte tão especial da minha jornada. A cada um deixo minha gratidão e amor.

“De tudo, ficaram três coisas:
a certeza de que ele estava sempre começando,
a certeza de que era preciso continuar e
a certeza de que seria interrompido antes de terminar.
Fazer da interrupção um caminho novo.
Fazer da queda um passo de dança,
do medo uma escada,
do sono uma ponte,
da procura um encontro.”

Fernando Sabino, O Encontro Marcado

SUMÁRIO

1. Introdução	5
2. Revisão de literatura	6
2.1 Doença de Parkinson: etiologia, fisiopatologia, diagnóstico e prevalência	6
2.2 Sintomas motores da doença de Parkinson	7
2.3 Bloqueio da marcha na doença de Parkinson.....	8
2.4 Controle postural.....	9
2.4.1. Controle postural e sistema nervoso.....	11
2.4.2 Instabilidade postural na doença de Parkinson.....	13
2.5 Treino de recuperação do equilíbrio.....	15
3. Justificativa e lacuna	18
4. Objetivos	18
4.1 Objetivo geral.....	19
4.2 Objetivos específicos.....	19
5. Hipótese	19
6. Método	19
6.1 Amostra.....	19
6.2 Delineamento experimental.....	20
6.3 Avaliações e Procedimentos.....	21
6.3.1 Avaliações Iniciais	21
6.3.2 Avaliação da estabilidade da resposta postural automática (desfecho primário)	21
6.3.2.1 Tarefa e equipamentos	22
6.3.2.3 Parâmetros cinéticos do comportamento do centro de pressão (CP) e deslocamentos articulares	23
6.3.2.3 Avaliação de bloqueio da marcha	25
6.3.2.3 Avaliação dos sintomas motores	26
6.3.2.4 Avaliação do medo de cair	26
6.3.2.5 Avaliação da mobilidade	26
6.3.2.6 Avaliação da ansiedade e depressão.....	27
6.6 Análise estatística.....	28
7. Resultados	29
7.1 Participantes	29
7.2 Efeitos imediatos.....	31
7.2.1 Avaliação da estabilidade da resposta postural automática: eixo anteroposterior.....	31

7.2.1.1	Categorização das respostas posturais.....	31
7.2.1.2	Análise do centro de pressão.....	33
7.2.1.3	Amplitude de deslocamento linear de ombro e quadril.....	36
7.2.2	Avaliação da estabilidade da resposta postural automática: eixo mediolateral.....	37
7.2.2.1	Categorização das respostas posturais.....	38
7.2.2.2	Análise do centro de pressão.....	39
7.2.2.3	Amplitude de deslocamento linear de ombro e quadril.....	42
7.2.3	Frequência de quedas	43
7.2.4	Resultados dos desfechos clínicos.....	44
7.2.4.1	Equilíbrio corporal: Mini-BESTest.....	44
7.2.4.2	Bloqueio de marcha.....	45
7.2.4.2.1	Questionário <i>New Freezing of Gait</i> (NFOG-Q).....	45
7.2.4.2.2	Índice de bloqueio de marcha (iBM).....	46
7.2.4.3	Sintomas motores: escala UPDRS-III	47
7.2.4.4	Medo de cair: escala FES-I	47
7.2.4.5	Mobilidade: TUG simples e com dupla tarefa	48
7.2.4.6	Ansiedade e depressão: Escala hospitalar de ansiedade e depressão (HADS).....	49
7.3	Efeitos de longo prazo (retenção).....	50
7.3.1	Avaliação da estabilidade da resposta postural automática: eixo anteroposterior.....	50
7.3.1.1	Categorização das respostas posturais.....	50
7.3.1.2	Análise do centro de pressão.....	51
7.3.1.3	Amplitude de deslocamento linear de ombro e quadril.....	53
7.3.2	Avaliação da estabilidade da resposta postural automática: eixo mediolateral.....	53
7.3.2.1	Categorização das respostas posturais.....	53
7.3.2.2	Análise do centro de pressão.....	54
7.3.2.3	Amplitude de deslocamento linear de ombro e quadril.....	56
7.3.3	Frequência de quedas	56
7.3.4	Resultados dos desfechos clínicos.....	57
7.3.4.1	Equilíbrio corporal: Mini-BESTest.....	57
7.3.4.2	Bloqueio de marcha.....	58
7.3.4.2.1	Questionário <i>New freezing of gait</i> (NFOG-Q).....	58
7.3.4.2.2	Índice de Bloqueio da Marcha.....	58
7.3.4.3	Sintomas motores: escala UPDRS-III	58
7.3.4.4	Medo de cair: escala FES-I	59

7.2.2.2.5 Mobilidade: <i>timed up and go</i> (TUG).....	60
7.3.4.6 Ansiedade e depressão: Escala hospitalar de ansiedade e depressão (HADS).....	60
7.4 Análise de confiabilidade.....	61
8. Discussão	61
9. Conclusões	69
9.1 Aplicabilidade clínica.....	69
9.2 Limitações do estudo.....	70
9.3. Sugestões para estudos subsequentes	70
10. Referências	71
ANEXO 1- Protocolo de Avaliação da Estabilidade Postural	84
ANEXO 2- Protocolo de Treinamento de Recuperação do Equilíbrio corporal	86

Ribeiro de Souza C. Efeito de treinamento por perturbações posturais na capacidade de recuperação do equilíbrio corporal em indivíduos com bloqueio de marcha por doença de Parkinson

Resumo

No presente estudo foram avaliados os efeitos de treinamento baseado em perturbações imprevisíveis da base de suporte em indivíduos com bloqueio de marcha por doença de Parkinson (BMDP,) em respostas posturais automáticas e movimentos compensatórios a perturbações do equilíbrio. Indivíduos com BMDP foram pseudo-aleatoriamente para o grupo experimental, treinamento de recuperação de equilíbrio por meio de perturbações imprevisíveis em uma plataforma móvel (TRE, n = 9), ou para o grupo de controle ativo de treinamento de resistência (TF, n = 10). Ambos os grupos de treinamento realizaram exercícios duas vezes por semana durante 4 semanas. As avaliações foram realizadas antes, após 24 h e após um mês (retenção) do término dos treinamentos. Os resultados indicaram que o TRE levou a uma redução no número de quedas e a respostas reativas mais estáveis a perturbações imprevisíveis, com diminuição de amplitude de deslocamento, pico de velocidade e tempo de pico do centro de pressão. Alguns ganhos em respostas reativas observados logo após o fim do treinamento persistiram na avaliação de retenção. Como importante implicação clínica, ambos os treinamentos parecem ter levado à redução de incidência de eventos de bloqueio de marcha no cotidiano dos participantes. Como conclusão, nossos resultados indicam que o treinamento baseado em perturbações posturais melhorou o controle de respostas posturais reativas e movimentos compensatórios em indivíduos com BMDP, levando à redução do risco de queda em consequência de perturbação imprevisível do equilíbrio corporal.

Palavras-chave: movimentos compensatórios, bloqueio de marcha, controle postural, treino perturbatório, respostas posturais.

Ribeiro de Souza C. Effect of training by postural perturbations on the ability to recover body balance in individuals with freezing of gait due to Parkinson's disease

Abstract

In the present study, effects of training based on unpredictable perturbations of the support base were evaluated in individuals with freezing of gait (FOG) due to Parkinson's disease in automatic postural responses and compensatory movements to balance perturbations. Individuals with FOG were pseudorandomly either to the experimental group, perturbation-based balance training through unpredictable perturbations on a moveable platform (PBBT, n = 9), or to the active control group of resistance training (RT, n = 10). Both training groups performed exercises twice a week for 4 weeks. The outcomes were evaluated before, after 24h and after one month (retention) of the end of the training. Results indicated that the PBBT led to reduced number of falls and to more stable reactive responses to unpredictable perturbations, with decreased amplitude, peak of velocity and peak time of the center of pressure. Some gains in reactive responses observed immediately after the training were preserved in the retention assessment. As an important clinical implication, both training sessions seem to have led to reduced incidence of freezing of gait events in the participants' daily lives. In conclusion, our results indicated that training based on unpredictable postural perturbations improved the control of reactive postural responses and compensatory movements in individuals with FOG, leading to a reduction in the risk of falling as a result of unpredictable perturbation of body balance.

Keywords: compensatory movements, freezing of gait, postural control, perturbation training, postural responses.

Lista de ilustrações

Figura 1. Movimentos compensatórios de membros superiores e inferiores adaptados de (Ribeiro de Souza et al., 2019). Representação das categorias de movimentos compensatórios de membros superiores e inferiores observados em resposta às perturbações em plataforma móvel no eixo mediolateral. Os movimentos são organizados dos menos estáveis (quase-queda) para o mais estável (imóvel).

Figura 2. Diagrama de fluxo Consort com representação esquemática do recrutamento e alocação dos participantes no estudo. TRE= grupo treinamento de recuperação do equilíbrio; TF= grupo treinamento de força.

Figura 3. Sinais representativos da amplitude de deslocamento do CP (A) e do pico de velocidade do CP (B) no eixo anteroposterior, para os grupos treinamento de recuperação do equilíbrio (TRE) e treinamento de força (TF) nos pré e pós-testes.

Figura 4. Mediana e primeiro e terceiro quartis, com valores individuais para o grupo treinamento de recuperação do equilíbrio (TRE) e grupo treinamento de força (TF) nos pré e pós-testes. Os resultados apresentados são para (A) amplitude de deslocamento do CP; (B) pico de velocidade do CP e (C) tempo de pico de deslocamento do CP. *Indica diferença significativa entre o pré e pós teste ($p < 0,05$). # Indica diferença significativa entre os grupos no pós-teste ($p < 0,05$).

Figura 5. Mediana e primeiro e terceiro quartis, com valores individuais para o grupo treinamento de recuperação do equilíbrio (TRE) e grupo treinamento de força (TF) nos testes de transferência dual (Transfer 1) e alta velocidade (Transfer 2) no eixo anteroposterior.

Figura 6. Mediana e primeiro e terceiro quartis, com valores individuais para o grupo treinamento de recuperação do equilíbrio (TRE) e grupo treinamento de força (TF) nos pré e pós-testes. Os resultados apresentados são para (A) deslocamento linear de ombro e (B) deslocamento linear de quadril. *Indica diferença significativa entre o pré e pós teste ($p < 0,05$). # Indica diferença significativa entre os grupos no pós-teste ($p < 0,05$).

Figura 7. Sinais representativos da amplitude de deslocamento do CP (A) e do pico de velocidade do CP (B) no eixo mediolateral, para os grupos treinamento de recuperação do equilíbrio (TRE) e treinamento de força (TF) nos pré e pós-testes.

Figura 8. Mediana e primeiro e terceiro quartis, com valores individuais para o grupo treinamento de recuperação do equilíbrio (TRE) e grupo treinamento de força (TF) nos pré e pós-testes. Os resultados apresentados são para (A) amplitude de deslocamento do CP; (B) pico de velocidade do CP e (C) tempo de pico do CP. *Indica diferença significativa entre o pré e pós teste ($p < 0,05$). # Indica diferença significativa entre os grupos no pós-teste ($p < 0,05$).

Figura 9. Mediana e primeiro e terceiro quartis, com valores individuais para o grupo treinamento de recuperação do equilíbrio (TRE) e grupo treinamento de força (TF) nos testes de transferência dual (Transfer 1) e alta velocidade (Transfer 2) no eixo mediolateral.

Figura 10. Mediana e intervalo interquartil, com valores individuais para o grupo treinamento de recuperação do equilíbrio (TRE) e grupo treinamento de força (TF) nos pré e pós-testes. Os resultados apresentados são para (A) deslocamento linear de ombro e (B) deslocamento linear de quadril.

Figura 11. Mediana e primeiro e terceiro quartis, para os escores do Mini-Teste de Sistema de Avaliação do Equilíbrio (Mini-BESTest) nos pré e pós-testes, com valores individuais para o grupo treinamento de recuperação do equilíbrio (TRE) e grupo treinamento de força (TF). *Diferença entre o pré e pós-teste ($p < 0,05$).

Figura 12. Mediana e primeiro e terceiro quartis, para os escores do questionário *New Freezing of Gait* (NFOG-Q) nos pré e pós-testes, com valores individuais para o grupo treinamento de recuperação do equilíbrio (TRE) e grupo treinamento de força (TF). *Diferença entre o pré e pós teste ($p < 0,05$).

Figura 13. Mediana e primeiro e terceiro quartis, para os valores do índice de bloqueio da marcha (iBM), durante o teste do giro no lugar, nos pré e pós-testes, com valores individuais para o grupo treinamento de recuperação do equilíbrio (TRE) e grupo treinamento de força (TF).

Figura 14. Mediana e primeiro e terceiro quartis, para os escores da parte III da Escala Unificada de Avaliação da Doença de Parkinson (UPDRS-III) nos pré e pós-testes, com valores individuais para o grupo treinamento de recuperação do equilíbrio (TRE) e grupo treinamento de força (TF).

Figura 15. Mediana e primeiro e terceiro quartis, para os escores da Escala Internacional de Eficácia de Quedas (FES-I) nos pré e pós-testes, com valores individuais para o grupo treinamento de recuperação do equilíbrio (TRE) e grupo treinamento de força (TF). *Diferença entre o pré e pós teste ($p < 0,05$).

Figura 16. Mediana e primeiro e terceiro quartis, para os valores de tempo para completar o teste (A) *timed up and go* simples (TUG) e (B) *timed up and go* com dupla tarefa nos pré e pós-testes, com valores individuais para o grupo treinamento de recuperação do equilíbrio (TRE) e grupo treinamento de força (TF).

Figura 17. Mediana e primeiro e terceiro quartis, para os escores da Escala Hospitalar de Ansiedade e Depressão (HADS) nos pré e pós-testes, com valores individuais para o grupo treinamento de recuperação do equilíbrio (TRE) e grupo treinamento de força (TF).

Figura 18. Mediana e primeiro e terceiro quartis, com valores individuais para o grupo treinamento de recuperação do equilíbrio (TRE) e grupo treinamento de força (TF) nos pré e retenção. Os resultados apresentados são para (A) amplitude de deslocamento do CP; (B) pico de velocidade do CP e (C) tempo de pico do CP. # Indica diferença significativa entre os grupos na retenção ($p < 0,05$).

Figura 19. Mediana e primeiro e terceiro quartis, com valores individuais para o grupo treinamento de recuperação do equilíbrio (TRE) e grupo treinamento de força (TF) nos pré e retenção. Os resultados apresentados são para (A) deslocamento linear de ombro; (B) deslocamento linear de quadril.

Figura 20. Mediana e primeiro e terceiro quartis, com valores individuais para o grupo treinamento de recuperação do equilíbrio (TRE) e grupo treinamento de força (TF) nos pré e retenção. Os resultados apresentados são para (A) amplitude de deslocamento do CP; (B) pico

de velocidade do CP e (C) tempo de pico do CP. *Indica diferença significativa entre o pré e retenção ($p < 0,05$). # Indica diferença significativa entre os grupos na retenção ($p < 0,05$).

Figura 21. Mediana e primeiro e terceiro quartis, com valores individuais para o grupo treinamento de recuperação do equilíbrio (TRE) e grupo treinamento de força (TF) nos pré e retenção. Os resultados apresentados são para (A) deslocamento linear de ombro; (B) deslocamento linear de quadril.

Figura 22. Mediana e primeiro e terceiro quartis, para os escores do Mini-BESTeste de Sistema de Avaliação do Equilíbrio (Mini-BESTest) nos pré-teste e retenção, com valores individuais para o grupo treinamento de recuperação do equilíbrio (TRE) e grupo treinamento de força (TF). *Indica diferença significativa entre o pré-teste e retenção ($p < 0,05$).

Figura 23. Mediana e primeiro e terceiro quartis, para os escores do *New Freezing of Gait Questionnaire* (NFOG-Q) nos pré-teste e retenção com valores individuais para o grupo treinamento de recuperação do equilíbrio (TRE) e grupo treinamento de força (TF). *Indica diferença significativa entre o pré-teste e retenção ($p < 0,05$).

Figura 24. Mediana e primeiro e terceiro quartis, para os escores da parte III da Escala Unificada de Avaliação da Doença de Parkinson (UPDRS-III) nos pré-teste e retenção, com valores individuais para o grupo treinamento de recuperação do equilíbrio (TRE) e grupo treinamento de força (TF).

Figura 25. Mediana e primeiro e terceiro quartis para os escores da Escala Internacional de Eficácia de Quedas (FES-I) nos pré-teste e retenção, com valores individuais para o grupo treinamento de recuperação do equilíbrio (TRE) e grupo treinamento de força (TF). *Indica diferença significativa entre o pré e retenção ($p < 0,05$).

Figura 26. Mediana e primeiro e terceiro quartis para os valores de tempo para completar o teste (A) timed up and go simples (TUG) e (B) timed up and go com dupla tarefa nos pré-teste e retenção, com valores individuais para o grupo treinamento de recuperação do equilíbrio (TRE) e grupo treinamento de força (TF).

Figura 27. Mediana e primeiro e terceiro quartis para os escores da Escala Hospitalar de Ansiedade e Depressão (HADS) nos pré-teste e retenção, com valores individuais para o grupo treinamento de recuperação do equilíbrio (TRE) e grupo treinamento de força (TF). *Indica diferença significativa entre o pré e retenção ($p < 0,05$).

Lista de Tabelas

Tabela 1. Médias e desvio padrão das características dos participantes separadamente por grupo.

Tabela 2. Frequência absoluta e relativa de movimentos compensatórios para perturbações no eixo AP.

Tabela 3. Frequência absoluta e relativa de movimentos compensatórios para perturbações no eixo AP nas tarefas de transferência dual e velocidade aumentada.

Tabela 4. Frequências absolutas e relativas de categorias de movimentos compensatórios para perturbações no eixo ML.

Tabela 5. Frequências absolutas e relativas de categorias de movimentos compensatórios para perturbações no eixo ML nas tarefas de transferência dual e velocidade aumentada.

Tabela 6. Frequências absolutas e relativas de quase-quedas somadas nos eixos anteroposterior e mediolateral no pré-teste e pós-teste.

Tabela 7. Frequências absolutas e relativas de quase-quedas nos testes de transferência.

Tabela 8. Frequência absoluta e relativa de movimentos compensatórios para perturbações no eixo AP.

Tabela 9. Frequência absoluta e relativa de movimentos compensatórios para perturbações no eixo ML.

Tabela 10. Frequência absoluta e relativa dos eventos de quase-quedas somadas nos eixos anteroposterior e mediolateral no pré-teste e retenção.

Tabela 11. Análise Kappa de Cohen para confiabilidade intra-examinador.

Tabela 12. Tamanho dos efeitos do grupo treinamento de recuperação do equilíbrio no pré-teste e retenção.

Lista de Abreviatura e Siglas

AP	Anteroposterior
BM	Bloqueio de marcha
BMDP	Bloqueio de marcha por doença de Parkinson
cm/s	Centímetros por segundo
CP	Centro de pressão
DBS	<i>Deep brain stimulation</i> - Estimulação cerebral profunda
DP	Doença de Parkinson
FES-I	Escala internacional de eficácia de quedas
HADS	Escala hospitalar de ansiedade e depressão
H&Y	Hoehn-Yahr
iBM	Índice de bloqueio da marcha
MEEM	Mini- Exame do Estado Mental
min	Minutos
Mini-BESTest	Mini Teste de Sistema de Avaliação do Equilíbrio
ML	Mediolateral
NB	Núcleos da base
NFOG-Q	<i>New Freezing of Gait Questionnaire</i>
NST	Núcleo subtalâmico
PPN	Núcleo pedunculo pontino
<i>r</i>	Tamanho do efeito do treinamento
RPAs	Respostas posturais automáticas
RPRs	Respostas posturais reativas
SNC	Sistema nervoso central
TF	Grupo treinamento de força
TRE	Grupo treinamento de recuperação do equilíbrio
TUG	<i>Timed up and go test</i>
UPDRS-III	<i>Unified Parkinson's disease Rating Scale</i> - Parte III
%s	Grau por segundo

1. Introdução

Respostas posturais automáticas (RPA's) são essenciais para prevenção de quedas quando forças externas perturbam o equilíbrio corporal (Maki & McIlroy, 1997). Estas respostas dependem de padrões de ativação muscular e da seleção da estratégia motora mais apropriada à demanda da tarefa. Pessoas com bloqueio da marcha por doença de Parkinson (BMDP) parecem apresentar pior controle postural quando comparados a indivíduos sem BM (Schlenstedt et al., 2018), com respostas posturais compensatórias de pequena magnitude e atrasadas (Jacobs, Lou, Kraakevik, & Horak, 2009; Smulders et al., 2014). Os mecanismos fisiopatológicos envolvidos na disfunção do controle postural reativo em indivíduos com BMDP ainda não são totalmente esclarecidos, e o tratamento medicamentoso dopaminérgico tem efeitos limitados no controle postural e no bloqueio da marcha, sendo desejável a busca por intervenções que melhorem estes sintomas não responsivos à terapia farmacológica.

A suposição de que RPA's podem ser melhoradas por exposições repetidas a perturbações imprevisíveis tem recebido suporte de estudos sobre recuperação do equilíbrio corporal dinâmico na marcha em indivíduos jovens (Bhatt, Wang, & Pai, 2006; Bhatt, Wening, & Pai, 2006), idosos (Bhatt, Yang, & Pai, 2012; Pai, Yang, Bhatt, & Wang, 2014) e indivíduos com doença de Parkinson sem (Peterson, Dijkstra, & Horak, 2016) e com BM (Peterson & Horak, 2016). Os resultados destes estudos têm indicado que o treinamento por perturbações da estabilidade corporal é eficaz em tornar os participantes resilientes a estas perturbações, reduzindo a chance de desequilíbrios críticos seguidos por queda, em situação experimental (Pai et al., 2014).

Peterson et al. (2016) mostraram que o protocolo de perturbações da postura gerou adaptações de RPA's semelhantes a indivíduos típicos, incluindo ganhos de margem de estabilidade e redução do número de passos em resposta a perturbações posturais. Resultados da aplicação do mesmo protocolo em indivíduos com BMDP indicaram que enquanto variáveis associadas aos passos de recuperação de equilíbrio foram melhoradas pelo treinamento por perturbação, a amplitude de deslocamento do centro de massa não foi reduzida no teste imediato ou retenção após 24 h (Peterson & Horak, 2016). Este resultado sugere menor susceptibilidade aos efeitos de treinamento por perturbação em indivíduos com BMDP. Resultados em comum, a ambos os estudos em indivíduos com DP, foi melhora de RPA's apenas no primeiro bloco de perturbações, enquanto indivíduos típicos parecem ter tirado proveito da sequência integral de perturbações posturais da sessão de treinamento. Este resultado diferencial sugere reduzida capacidade de adaptação pelo treinamento em indivíduos com DP, o que pode exigir maior

quantidade de sessões de perturbações posturais para se atingir ganhos equivalentes de RPA's a indivíduos típicos. Nos estudos de Peterson sobre treinamento por perturbação postural em indivíduos com DP (Peterson et al., 2016; Peterson & Horak, 2016) foi observada ausência de efeito de transferência de treinamento para RPA's a perturbações em direção diferente daquela experimentada durante o treinamento. A consistência deste resultado entre indivíduos com DP e típicos (ver Dijkstra, Horak, Kamsma, & Peterson, 2015) sugere que a adaptação a perturbações posturais é específica às perturbações sofridas durante o treinamento, com baixa generalização para perturbações requisitando respostas posturais diferentes daquelas treinadas. Além disso, tem sido observado que a perturbação que diferencia indivíduos com DP de indivíduos típicos é a primeira em uma série de perturbações repetidas (Nanhoe-Mahabier et al., 2012), com deslocamentos articulares exagerados nos indivíduos com DP levando a respostas posturais instáveis. Em perturbações subsequentes iguais, com chance para habituação, respostas posturais têm sido mostradas ser mais semelhantes entre indivíduos típicos e com DP (Nanhoe-Mahabier et al., 2012).

A partir dos resultados aqui revisados, o treinamento da recuperação de equilíbrio corporal por meio de perturbações parece ser uma estratégia adequada para desenvolver respostas reativas em indivíduos com BMDP. Por outro lado, resultados de pesquisa em indivíduos com DP não permitem avaliar a extensão dos ganhos em RPA's por treinamento. Em indivíduos com BMDP, especificamente, ganho de estabilidade em RPA's similar ao de indivíduos típicos pode depender de treinamento por perturbações por período de tempo mais prolongado do que em sessão única (Peterson & Horak, 2016), com ganhos cumulativos entre sessões pela consolidação da memória motora (Shea, Lai, Black, & Park, 2000).

2. Revisão de literatura

2.1 Doença de Parkinson: etiologia, fisiopatologia, diagnóstico e prevalência

A doença de Parkinson (DP), descrita pela primeira vez em 1817 por James Parkinson, é definida como uma desordem neurodegenerativa, progressiva e idiopática, caracterizada clinicamente por sintomas motores e não-motores e patologicamente por uma degeneração dos neurônios dopaminérgicos da substância negra e pela presença de corpos de Lewy (inclusão intraneural) (Jellinger, 2003). Inicialmente estas inclusões intracelulares atingem o núcleo motor dorsal e o bulbo olfatório, progredindo para o lócus ceruleus até atingir a parte compacta da substância negra (Hawkes, Del Tredici, & Braak, 2010).

A DP atinge ambos os sexos com um maior acometimento do sexo masculino (Wooten, Currie, Bovbjerg, Lee, & Patrie, 2004). Sua ocorrência tende a aumentar com o avanço da idade (Pringsheim, Jette, Frolkis, & Steeves, 2014) afetando, respectivamente, cerca de 1% e 4% dos indivíduos com 60 e 80 anos (de Lau & Breteler, 2006) com maior acometimento em torno dos 55 anos. Os casos de indivíduos acometidos antes dos 20 anos são denominados parkinsonismo juvenil e apresentam um padrão degenerativo distinto dos indivíduos atingidos tardiamente (Jankovic, 2008). No Brasil a estimativa de DP é de aproximadamente 3,3% da população com mais de 64 anos (M. T. Barbosa et al., 2006).

A etiologia da DP está relacionada a uma disfunção dos núcleos da base (NB), que pode ser causada por uma ruptura da via nigroestriatal, decorrente da falta de degradação das proteínas intracelulares, particularmente de corpos de Lewy que levam a um acúmulo de proteínas tóxicas causando um estresse oxidativo e assim degeneração de neurônios dopaminérgicos NB causada por degeneração dos neurônios dopaminérgicos da substância negra que decorrem de uma combinação de fatores tóxicos ambientais com predisposição genética (Przedborski & Ischiropoulos, 2005).

Os critérios do Banco de Cérebro de Londres são utilizados para o diagnóstico clínico da DP (Hughes, Daniel, Kilford, & Lees, 1992), que para tal deve incluir a presença de bradicinesia associada a outro sintoma motor. Sintomas não-motores, tais como distúrbios do humor, comprometimento cognitivo (alteração da função executiva, memória operacional, linguagem, atenção e alteração visuoespacial), comprometimento do olfato, distúrbios da função autonômica e distúrbios do sono, também podem estar presentes (Kehagia, Barker, & Robbins, 2013). Os medicamentos dopaminérgicos são o padrão-ouro no tratamento da DP, mas seus efeitos não agem sobre todos os sintomas (para uma revisão ver Bloem et al., 1996; Horak, Frank, & Nutt, 1996).

2.2 Sintomas motores da doença de Parkinson

Inicialmente, os sintomas motores são unilaterais e responsivos às drogas antiparkinsonianas (Kalia & Lang, 2015), mas com a progressão da doença os sintomas tendem a acentuar-se e o comprometimento torna-se bilateral, interferindo nas atividades diárias e podendo chegar a estágios em que o indivíduo necessita do uso de cadeira de rodas ou permanece confinado ao leito (Hoehn & Yahr, 1967). Os sinais cardinais da DP incluem bradicinesia/acinesia, rigidez, tremor de repouso e instabilidade postural (Jankovic, 2008). O sintoma mais comumente percebido é o tremor, que ocorre devido contrações alternadas de músculos antagonistas reciprocamente inervados e que gera oscilações segmentares que variam

entre 4 e 6 HZ (E. R. Barbosa, Limongi, & Cummings, 1997). O tremor que acomete punho e polegar, em repouso, é o que mais atinge os pacientes, outros tremores encontrados são os de ação (durante movimentos) e o postural (Pallone, 2007).

A incapacidade de iniciar ou manter uma atividade motora é definida como acinesia. Quando a acinesia ocorre durante a marcha é denominada “*freezing of gait*” ou “bloqueio da marcha” (BM) (como nomearemos neste trabalho), o que faz com que a marcha seja caracterizada por uma dificuldade em iniciar o movimento e dar o primeiro passo, como se os pés estivessem presos ao solo, seguido por passadas curtas e rápidas, sem grande deslocamento e com diminuição ou ausência de dissociação de membros superiores, redução da amplitude de movimento do tornozelo, joelhos e quadril (rigidez), comprimento e velocidade do passo reduzida (bradicinesia) e perda do equilíbrio com alterações bruscas de direção (instabilidade postural) (Jankovic, 2008). A instabilidade postural é caracterizada pela diminuição das respostas posturais antecipatórias e reativas, dificultando ou incapacitando o indivíduo de recuperar o equilíbrio diante de uma perturbação esperada ou imprevisível (Dimitrova, Horak, & Nutt, 2004; Dimitrova, Nutt, & Horak, 2004).

Os indivíduos com DP apresentam maior prevalência de quedas quando comparados a indivíduos com outros distúrbios neurológicos (Stolze et al., 2004), e os déficits de equilíbrio e o BM são identificados como preditores independentes de risco para futuras quedas (Kerr et al., 2010).

2.3 Bloqueio da marcha na doença de Parkinson

O BM é definido como “ausência breve e episódica ou redução acentuada da progressão para frente dos pés, apesar da intenção de andar” (Nutt et al., 2011), sem causa aparente além do Parkinson ou distúrbios de marcha de níveis mais alto (Giladi & Nieuwboer, 2008). É um sintoma frequentemente encontrado nos estágios mais tardios da DP e torna a marcha uma tarefa de grande dificuldade para estes indivíduos (Kelly et al., 2015; Kerr et al., 2010). O BM pode se apresentar com diferentes fenótipos comportamentais, sendo estes: BM com tremor alternado das pernas; BM com pequenos passos, curtos e rápidos; e BM acinético quando não são observados movimentos das pernas (Schaafsma et al., 2003).

Alguns estudos descrevem que o BM pode ser desencadeado em situações que requerem um aumento de demanda cognitiva e planejamento, como por exemplo início da marcha e mudanças de direção que exijam giros, situações estressantes ou quando o destino se aproxima (Rahman, Griffin, Quinn, & Jahanshahi, 2008). Existem na literatura controvérsias em relação aos gatilhos que desencadeiam um BM. Há autores que consideram movimentos como o início

da marcha, virar ou passar através de uma porta, ou seja, mudanças na intenção do movimento como fatores predisponentes (Amboni, Cozzolino, Longo, Picillo, & Barone, 2008). Os mecanismos neuropsicológicos subjacentes que possam contribuir para os episódios de BM não são totalmente conhecidos, porém acredita-se que a perda do foco de atenção também possa ser um gatilho (Rahman et al., 2008; Schaafsma et al., 2003).

Estudos mostram uma forte associação do BM com o risco de quedas (Bloem, Hausdorff, Visser, & Giladi, 2004), que pode ser justificada por deslocamento anterior contínuo do centro de massa quando há impossibilidade de gerar um passo para restabelecer o equilíbrio (R. G. Cohen, Nutt, & Horak, 2017). Modelos fisiopatológicos recentes propõem que a interrupção das vias envolvendo as circuitarias motoras, cognitivas e límbicas apresentam-se mais prejudicadas em indivíduos com BM em comparação aqueles sem BM (Lewis & Barker, 2009). Disfunção da conectividade dos circuitos límbicos foi evidenciada em indivíduos com BMDP e correlacionada com a severidade do BM e com o medo de queda (Gilat, Ehgoetz Martens, et al., 2018; Lewis & Barker, 2009). Não surpreendentemente, o medo de queda possui relação com os déficits de controle postural na DP (Lindholm, Hagell, Hansson, & Nilsson, 2014).

2.4 Controle postural

O controle postural pode ser descrito como uma habilidade motora que envolve a participação de múltiplos sistemas para controlar a posição do corpo no espaço quando em bipedestação ou sedestação, em trocas posturais, na execução de atividades voluntárias, mudanças de superfície de apoio e em resposta a uma perturbação externa (Rinalduzzi et al., 2015). Este controle ocorre através de dois componentes: orientação e estabilidade postural. A orientação postural está relacionada com a manutenção da posição dos segmentos corporais em relação ao ambiente, enquanto a estabilidade postural ou equilíbrio é definida como a capacidade de manter o centro de massa dentro dos limites de estabilidade na base de suporte através da interação entre as forças internas e externas que agem sobre o corpo (Horak & Machperson, 1996). O centro de distribuição da força total aplicada à superfície de apoio é definido como centro de pressão (CP) e sua oscilação ocorre a fim de controlar o centro de massa dentro da base de suporte (Benda, Riley, & Krebs, 1994).

Para a estabilidade e a orientação postural ocorrerem de forma eficiente o sistema de controle postural necessita da interação entre componentes musculoesqueléticos, tais como movimento articular, flexibilidade espinal, sinergias musculares e aspectos biomecânicos dos segmentos; e componentes neurais: organização, processamento e integração sensorial de nível

superior, sendo a ponderação de cada sistema (sistemas vestibular, visual e somatossensorial) alternada de acordo com o ambiente e tipo da tarefa, (Shumway-Cook & Woollacott, 2010). Estes componentes são determinantes para que ocorra a seleção do ajuste postural adequado para manutenção ou recuperação da estabilidade, de acordo com a tarefa e/ou ambiente. Em situações onde ocorre um desequilíbrio temporalmente previsível e voluntário, ou seja, uma perturbação interna o sistema postural realiza ajustes posturais antecipatórios a fim de restabelecer o equilíbrio (Macpherson & Horak, 2014). Esta resposta preditiva ocorre antes que o movimento principal aconteça, sendo considerada uma fase preparatória onde o SNC, através de experiências prévias, busca prever os efeitos da perturbação e preparar o corpo para responder de forma segura realizando os ajustes necessários (Bouisset & Zattara, 1987). Entretanto, quando uma perturbação externa inesperada ocorre o sistema postural necessita dos ajustes reativos para restabelecer o equilíbrio. As respostas reativas ou compensatórias são desencadeadas pelas informações sensoriais geradas durante a perturbação e precisam ser efetuadas de forma rápida para prevenção de quedas (Macpherson & Horak, 2014; Nardone, Giordano, Corra, & Schieppati, 1990).

Quando o corpo sofre uma perturbação imprevisível, diferentes estratégias motoras podem ser utilizadas para manter a estabilidade postural de acordo com a magnitude e eixo da perturbação, demanda exigida pela tarefa e condições do ambiente (Macpherson & Horak, 2014; Shumway-Cook & Woollacott, 2010). Em perturbações no eixo anteroposterior (AP-plano sagital) as principais estratégias descritas são a do tornozelo, quadril e a do passo. A estratégia do tornozelo é comumente utilizada em situações em que ocorrem perturbações de baixa magnitude e em superfície de apoio rígida. Nesta resposta a base de sustentação se mantém fixa em relação a superfície de apoio, o corpo se movimenta sobre a articulação do tornozelo e os músculos são ativados em sequência de distal para proximal. Perturbações rápidas e intermediárias, superfície de apoio flexível e base de suporte estreita frequentemente geram estratégias de quadril como resposta. Esta estratégia permite o controle do centro de massa por movimentos rápidos e amplos na articulação do quadril, os membros superiores podem ser utilizados para auxiliar na recuperação da estabilidade e a atividade muscular é iniciada nos abdominais seguida pela ativação do quadríceps (Schoneburg, Mancini, Horak, & Nutt, 2013). Na estratégia do passo, a base de apoio é movida ou ampliada por meio de um ou mais passos, e os braços também podem se movimentar, esta resposta ocorre em perturbações de grande magnitude (para revisão ver Schoneburg et al., 2013).

Perturbações na direção mediolateral (ML, plano frontal) exigem movimentos compensatórios distintos daqueles exibidas no eixo AP devido a própria restrição biomecânica

que esta postura impõe para a articulação do tornozelo. Assim, o controle do equilíbrio no eixo ML ocorre principalmente na articulação do quadril e no tronco (Winter, Prince, Frank, Powell, & Zabjek, 1996). As principais respostas encontradas na literatura foram as seguintes: resposta no lugar, passo único lateral ou cruzado, múltiplos passos (Maki, McIlroy, & Perry, 1996). Porém, estudos vêm evidenciando que não apenas os movimentos compensatórios dos membros inferiores são utilizados para recuperação do equilíbrio, mas também movimentos de membros superiores (McIlroy & Maki, 1995; Pijnappels, Kingma, Wezenberg, Reurink, & van Dieen, 2010). Os movimentos dos braços auxiliam na recuperação do equilíbrio, podendo ser utilizado como um contrabalanço na direção oposta ao desequilíbrio (Allum, Carpenter, Honegger, Adkin, & Bloem, 2002) ou com movimento de preensão como medida protetora (McIlroy & Maki, 1995). Estudo recente do nosso grupo corrobora esta coordenação entre movimentos dos braços e pernas para recuperação do equilíbrio através da análise dos movimentos compensatórios de braços e pernas de jovens após perturbações externas e imprevisíveis (Ribeiro de Souza et al., 2019). Além dos movimentos relatados na literatura, foram descritas duas novas categorias para membros inferiores na direção mediolateral: deslizamento dos pés e balanço das pernas, para membros superiores as categorias: imóvel; pequeno, moderado e grande abdução dos ombros e quase-queda (Ribeiro de Souza et al., 2019). Déficits nas respostas posturais aumentam o risco de quedas e conseqüentemente o risco de lesões e redução da mobilidade. Indivíduos com DP apresentam desordens nos mecanismos antecipatórios e reativos do controle postural, gerando instabilidade postural nesta população (Rogers, 1996).

2.4.1. Controle postural e sistema nervoso

O sistema de controle postural necessita do envolvimento e interação entre todos os níveis do sistema nervoso central. Os circuitos medulares mantêm a sustentação antigravitacional, mas não são capazes de gerar respostas automáticas necessitando para isto o envolvimento de estruturas supraspinais. O tronco encefálico e o cerebelo operam conjuntamente na modulação dos comandos descendentes para os centros motores espinais dos membros e tronco. Possivelmente na formação reticular ocorre a organização das sinergias musculares para as RPR's, mas para que as adaptações destas sinergias de acordo com a tarefa e ambiente ocorram pode ser preciso a participação do cerebelo. O vestibulocerebelo e o espinocerebelo são regiões que estão relacionadas a orientação postural e equilíbrio e possuem conexão com os núcleos vestibulares e com a formação reticular da ponte e bulbo. Alterações no vestibulocerebelo e no tronco encefálico geram dificuldade no controle dos movimentos de

tronco e cabeça e déficit na representação interna da orientação postural. Já lesões do espinocerebelo desencadeiam oscilação postural, ataxia na marcha e respostas posturais hipermetricas, indicando possível déficits nas reações de equilíbrio (ver para revisão Macpherson & Horak, 2014). Integrações das aferências sensoriais ocorrem no tronco encefálico e no cerebelo, sendo as aferências vestibulares e visuais distribuídas no tronco encefálico e vestibulocerebelo, e as sinalizações proprioceptivas de rápida condução e das fibras cutâneas para o espinocerebelo, já as fibras somatossensoriais de condução lenta são projetadas para os núcleos vestibulares e para formação reticular. Os tratos vestibulospinais (medial e lateral) e os tratos reticulospinais (medial e lateral) são vias descendentes que conduzem sinais do tronco encefálico e cerebelo para a medula espinal, disfunções nestes tratos ocasionam ataxia e instabilidade postural (ver Shumway-Cook & Woollacott, 2010).

O espinocerebelo e os NB possuem papel importante e complementares na adaptação das respostas posturais a condições diversificadas. O espinocerebelo possibilita a adaptação da magnitude das respostas posturais com base nas experiências prévias, enquanto os NB atuam no ajuste rápido da postura quando ocorrem mudanças nas condições da tarefa de modo repentino e ambos atuam na regulação do tônus muscular e da força nos ajustes posturais voluntários (Horak & Diener, 1994). Os NB são formados por um grupo de núcleos subcorticais: estriado (formado pelo caudado e putâmen), globo pálido interno e externo, núcleo subtalâmico e substância negra (pars compacta e reticulada). Estes núcleos atuam no processamento automático motor, sensorial e cognitivo (para revisão sobre o tema consultar Macpherson & Horak, 2014).

Distúrbios dos NB causam alterações no tônus postural, na geração de força e na capacidade de se adaptar a condições variáveis. A bradicinesia apresentada por pessoas com DP ocasiona lentidão nas respostas posturais (Macpherson & Horak, 2014). A medicação dopaminérgica age consideravelmente na capacidade do indivíduo de produzir movimentos voluntários, mas não apresenta efeito tão positivo nas respostas posturais automáticas e na adaptação postural, o que sugere o envolvimento de vias não dopaminérgicas afetadas pela DP na regulação destas funções. Áreas corticais também estão envolvidas nas respostas posturais antecipatórias e reativas, sendo sua maior participação em respostas antecipatórias, todavia estudos com eletroencefalograma mostraram áreas do córtex cerebral ativas antes do início das respostas posturais automáticas. Aferências somatossensoriais sobre perturbações do equilíbrio e respostas posturais são projetadas para o córtex sensório-motor, porém esta região não é fundamental para os ajustes reativos. O estado emocional também parece influenciar o controle postural, sugerindo relação entre controle postural e sistema límbico, este fato pode ser

demonstrado nos casos de medo de cair, que podem gerar aumento da rigidez e do tônus postural que consequentemente podem reduzir a amplitude de oscilação, aumentar a velocidade da oscilação e alterar as respostas compensatórias á perturbações. O envolvimento das áreas corticais no controle postural também são sustentadas por estudos que mostram adaptação das respostas de acordo com o contexto, quedas ou mudanças no desempenho das respostas posturais quando dupla tarefa é realizada e mudança nas respostas a partir de experiência anterior (Brauer, Woollacott, & Shumway-Cook, 2002; de Lima-Pardini et al., 2012; Horak & Nashner, 1986). É relatado que alterações nas áreas corticais frontais estão envolvidas na fisiopatologia do BM, isto poderia justificar o fato de pessoas com BMDP apresentar alterações do controle postural mais pronunciada que aquelas sem BM, (Dagan, Herman, Mirelman, Giladi, & Hausdorff, 2017; Shine et al., 2013) podendo existir mecanismos neuropatológicos coincidente entre a instabilidade postural e o BM.

2.4.2 Instabilidade postural na doença de Parkinson

A instabilidade postural é um dos sintomas motores mais debilitantes da DP, evidenciado em estágios mais tardios da doença (Schoneburg et al., 2013) e associada ao aumento do medo de cair e risco de quedas (Adkin, Frank, & Jog, 2003). Indivíduos com DP apresentam limites funcionais de estabilidade reduzidos e velocidade de inclinação mais lenta em tarefa voluntária quando comparados a indivíduos saudáveis pareados por idade (Mancini, Rocchi, Horak, & Chiari, 2008), e inflexibilidade para ajustar respostas posturais reativas de acordo com o contexto e a tarefa (de Lima-Pardini et al., 2012).

2.4.2.1 Controle postural reativo em indivíduos com BMDP

As respostas posturais reativas (RPR's) são estratégias utilizadas para recuperação do equilíbrio corporal como resposta a uma perturbação externa e inesperada, como por exemplo, empurrão, escorregão (De Nunzio, Nardone, & Schieppati, 2005). Estudos que comparam RPR's em indivíduos com e sem BM apresentam controvérsia nos resultados. Alguns mostram respostas compensatórias menores e mais lentas (Smulders et al., 2014) e capacidade reduzida de melhorar estas respostas protetoras (Peterson & Horak, 2016) em indivíduos com BMDP, enquanto no estudo de Vervoort et al. (2013) indivíduos com BMDP não apresentaram comprometimento maior do controle reativo quando comparado aos sem BM mesmo em tarefas com manipulação de entrada visual e proprioceptiva. Contrariamente a este resultado, Tan, Almeida, and Rahimi (2011) mostraram que os BMDP apresentaram déficit proprioceptivo maior em comparação aos não-freezers e controles em uma tarefa de força-alvo com um

protocolo de vibração de tendão. Entretanto o fato de os estudos utilizarem medidas de avaliação e tarefas diferentes dificulta a generalização dos resultados, uma vez que diferentes modalidades sensoriais podem estar envolvidas nas respostas.

Outro ponto divergente entre os estudos são os tipos de tratamento e seus efeitos no controle postural. O tratamento medicamentoso com levodopa, considerado padrão ouro, é controverso na melhora da instabilidade postural (Beuter, Hernandez, Rigal, Modolo, & Blanchet, 2008; Rocchi, Chiari, & Horak, 2002). Quanto aos efeitos da estimulação cerebral profunda (DBS), níveis de evidência mais altos são necessários para confirmar os benefícios. Uma meta-análise sobre estimulação do núcleo de pedunculo pontino (PPN) mostrou que estimulação com frequência de 15 a 70 Hz melhorou a estabilidade postural e distúrbios da marcha, BM e quedas, porém estas melhoras dependiam da duração do acompanhamento e das medidas de resultado (Wang et al., 2017). DBS no núcleo subtalâmico diminuiu o BM e melhorou o controle postural reativo e em postura quieta, estes resultados foram associados ao aprimoramento de informações sensoriais (Moreau et al., 2008).

A prática de exercício físico tem se mostrado benéfica na melhora do equilíbrio, além de promover efeitos positivos como neuroproteção, retardo da progressão da doença e redução do estresse oxidativo (Almeida & Lebold, 2010; Ehgoetz Martens, Pieruccini-Faria, & Almeida, 2013; Knobl, Kielstra, & Almeida, 2012; Vandenbossche et al., 2011).

O treinamento de força progressivo se mostrou eficaz na melhora de sintomas como a bradicinesia e força muscular (Dibble, Hale, Marcus, Gerber, & LaStayo, 2009) e foi superior ao treino de equilíbrio na melhora do equilíbrio em escala clínica (Schlenstedt et al., 2015). Porém, estudo recente que comparou treinamento de força com treinamento de força com instabilidade, mostrou que o segundo foi mais eficaz na melhora do equilíbrio e no medo de cair nas escalas BESTest e FES-I, respectivamente, em indivíduos com DP. Esta melhora foi justificada pelo aumento do desafio ao controle postural e à demanda cognitiva que o treino de força com instabilidade impõe, que pode ter sido responsável por melhorar o equilíbrio e a queda (Silva-Batista et al., 2018). Evidências científicas mostram que a especificidade do exercício promove uma melhor aprendizagem e transferência desta para tarefas além das treinadas (Bekkers et al., 2017; De Nunzio et al., 2005; De Nunzio, Nardone, & Schieppati, 2007; Dietz, Trippel, Ibrahim, & Berger, 1993; Nardone et al., 1990). Assim, um treinamento com exercícios que exponham o indivíduo a situações que gerem desequilíbrios necessitando respostas reativas rápidas e eficientes pode ser uma estratégia eficiente para melhora das respostas posturais automáticas em indivíduos com DP.

2.5 Treino de recuperação do equilíbrio

O treinamento de equilíbrio baseado em perturbações vem despertando a atenção de pesquisadores. Este programa de exercícios baseia-se no princípio de que estratégias compensatórias para a recuperação do equilíbrio são fundamentais para a prevenção de quedas. Como estas estratégias não ocorrem de forma voluntária, supõe-se que treinar esta habilidade com exercícios controlados voluntariamente não geraria respostas de recuperação tão eficazes (Granacher, Muehlbauer, Zahner, Gollhofer, & Kressig, 2011).

Diante disto, exercícios específicos que correspondam a situações que exijam a recuperação do equilíbrio e que se assemelhem a situações reais de desequilíbrio corporal no cotidiano, poderiam ser mais bem sucedidos (Reilly, Morris, & Whyte, 2009). Estudo com jovens que avaliou o controle adaptativo da estabilidade da marcha durante exposição repetida a escorregão mostrou melhora da estabilidade, representada pela mudança da posição do centro de massa dentro da base de suporte, antes e após o escorregamento e diminuição da incidência de queda (Bhatt, Wening, et al., 2006). Bhatt, Wang, et al. (2006) também relataram que jovens que passaram por uma sessão com escorregão durante a marcha de mostraram retenção da estabilidade da marcha pós-deslizamento por ao menos 4 meses após sessão inicial, com redução de perda de equilíbrio durante a sessão. Investigação com idosos também revelou que o efeito do treino por perturbações do equilíbrio dinâmico perdura por pelo menos 12 meses, com redução do risco de quedas na situação experimental (Pai et al., 2014). Em uma abordagem comparativa com idosos saudáveis, onde um grupo recebeu treino de exercícios voluntários de passos e o outro grupo treinamento de passos induzidos por perturbações através de tração na cintura, foi encontrado melhor tempo reativo para o grupo que sofreu perturbações (Rogers, Hedman, Johnson, Martinez, & Mille, 2003). Outro programa de equilíbrio que abrangeu exercícios com perturbações externas leves, aplicadas pelo examinador, mostrou uma melhora no escalonamento voluntário e no controle de equilíbrio (Melzer & Oddsson, 2013). Os treinos com perturbação também melhoraram tempo de reação durante a marcha perturbada (Shimada, Obuchi, Furuna, & Suzuki, 2004).

Pai e Bhatt (2007) sugeriram que as melhoras encontradas no controle reativo e proativo após a prática com perturbações deve-se a uma adaptação do sistema nervoso central (SNC), que modifica sua representação interna, reduzindo sua dependência de mecanismos de feedback e melhorando seu controle por feedforward. Entretanto, outros estudos mostraram uma redução da instabilidade anteroposterior e generalização para outras tarefas após um programa de treinamento de equilíbrio com perturbações anteroposterior e mediolaterais inesperadas durante a marcha em uma esteira, sustentando a ideia de que o SNC aumentou sua dependência de

mecanismos de correção de feedback para recuperação do equilíbrio (Kurz et al., 2016). Estudo com jovens saudáveis utilizando mostrou que perturbações multidirecionais do tipo translação levaram a aumento da magnitude da ativação muscular e forças reativas superficiais geradas após deslocamentos do corpo para trás (Henry, Fung, & Horak, 1998a, 1998b, 2001) e deslocamentos laterais com base de suporte estreita (Nashner & Cordo, 1981). Estudo recente do nosso grupo que comparou os efeitos de treinamento baseados em perturbações em sequência aleatória com o mesmo tipo de treino porém em sequência em bloco nos ganhos de estabilidade dos movimentos compensatórios de membros superiores e inferiores de jovens em resposta a perturbações de grande magnitude mostraram que ambos os grupos apresentaram melhora da estabilidade das respostas, porém o grupo que treinou em sequência aleatória obteve ganhos persistentes e generalizáveis de estabilidade dos movimentos compensatórios dos membros e redução dos casos de quedas em ambiente experimental (Takazono, Ribeiro de Souza, de Oliveira, Coelho, & Teixeira, 2020, em submissão).

Diferentemente de indivíduos saudáveis, indivíduos com DP mostram dificuldade em modificar os padrões de respostas posturais (Chong, Horak, & Woollacott, 2000; Diener, Scholz, Guschlbauer, & Dichgans, 1987; Schieppati & Nardone, 1991) e magnitude de ativação muscular quando ocorrem mudanças de largura na sua base de apoio (Dimitrova, Horak, et al., 2004; Dimitrova, Nutt, et al., 2004). Porém, os efeitos desta inflexibilidade de mudanças nas respostas sobre a estabilidade postural em diferentes condições ainda são pouco conhecidos.

Translações laterais da superfície em base de suporte larga requerem respostas com pouco movimento do tronco, enquanto que respostas em base estreita exigem grande flexão lateral do tronco (Henry et al., 2001; Winter et al., 1996). Em translações de superfície para trás a resposta gerada é a de oscilação do corpo para frente, indivíduos com DP apresentaram diferença significativamente menor entre o pico de CP e o de centro de massa quando comparados a indivíduos saudáveis pareados por idade durante este tipo de perturbação (Horak et al., 1996), o que sugere que a bradicinesia postural, caracterizada como um movimento menor e mais lento do CP, pode ser um dos déficits que limita a estabilidade postural anterior. Horak et al. (2005) encontraram que indivíduos com DP apresentam margens de estabilidade diferentes de acordo com a direção de oscilação do corpo: oscilações para trás em base estreita e larga geraram menores margens de estabilidade, o que sugere maior vulnerabilidade a quedas no sentido para trás. Oscilações para lateral em base estreita também desencadearam situações de quedas. Como esta situação exige grande flexibilidade do tronco (Henry et al., 1998a, 1998b, 2001), é possível que a rigidez axial e o déficit de coordenação do tronco nesta população contribua para instabilidade ao balanço lateral e posterior. No estudo de Horak, Dimitrova, and

Nutt (2005), os participantes com DP não conseguiram reverter o deslocamento rápido do centro de massa gerado por perturbações. Isso pode ser devido à rigidez corporal, visto que as quedas ocorreram porque o deslocamento do CP era muito lento e pequeno para impedir a queda de centro de massa. Em perturbações laterais, os controles realizavam mais flexão lateral do quadril e flexionavam o tronco na direção da perturbação, fazendo com que o centro de massa voltasse para dentro da base de suporte de forma mais rápida. Em contrapartida, os sujeitos com DP usaram a estratégia de pêndulos invertidos exigindo maiores forças reativas superficiais para mover seu centro de massa e retomar ao equilíbrio corporal estável. Os autores também sugerem que a rigidez nos joelhos pode ter impedido a flexão do joelho em resposta a oscilações para trás. Esta estratégia do joelho auxilia no deslocamento do centro de massa para frente de forma rápida e com menor torque de dorsiflexão nos tornozelos (Crenna, Frigo, Massion, & Pedotti, 1987; Oddsson, 1990). Outros estudos corroboram estes achados, mostrando que indivíduos com DP possuem aumento da rigidez axial principalmente quando em estado *off* da medicação (Steiger, Thompson, & Marsden, 1996; Weinrich, Koch, Garcia, & Angel, 1988).

Em um treinamento de sessão única com 25 translações de superfície de apoio para frente e 25 para trás, foi encontrado que tanto os participantes com DP quanto os controles saudáveis melhoraram suas respostas posturais, com melhor deslocamento do centro de massa após perturbação, margem de estabilidade do primeiro passo, latência e número de passos, com retenção de ganho após 24 h, sugerindo capacidade preservada de aprendizagem. Um ponto de destaque neste estudo é que o grupo DP apresentou melhoras evidentes apenas nos primeiros blocos de teste, enquanto que o grupo controle melhorou gradualmente durante todos os blocos de tentativas (Peterson et al., 2016). Este achado foi hipoteticamente justificado pelos autores por uma possível habituação a respostas posturais a perturbação ou alternativamente, devido a uma disfunção desproporcional do estriado sensoriomotor posterior. Na DP a degeneração acomete primeiramente o estriado posterior (putâmen), que estaria preferencialmente relacionado ao comportamento automático, e posteriormente estriado anterior (caudado) relacionado à aprendizagem motora (Morrish, Sawle, & Brooks, 1996; Yin et al., 2009). Assim, como os participantes estavam nos estágios leve a moderado, estes poderiam apresentar o estriado anterior mais preservado contribuindo para a aprendizagem. Ao aplicar o treinamento descrito anteriormente em indivíduos com BMDP, Peterson e Horak (2016) encontraram que os participantes com BM apresentaram capacidade reduzida em melhorar as respostas posturais automáticas em comparação aos participantes sem BM, propondo treinamento adicional para este grupo.

3. Justificativa e lacuna

O efeito de perturbações posturais como forma de treinamento para aumentar a habilidade de recuperar o equilíbrio após uma grande desestabilização da postura ereta, e assim evitar quedas, tem sido avaliado dentro de um escopo limitado. As perturbações por “escorregão” durante a marcha têm se mostrado efetivas e duradouras por longo prazo (Liu, Bhatt, & Pai, 2016; Pai et al., 2014). Porém, a adaptação foi demonstrada apenas na tarefa específica de perturbação e parece haver um importante componente proativo nesta tarefa, com deslocamento mais cuidadoso depois da primeira perturbação. Além disso, o treinamento foi feito com poucas tentativas e apenas com indivíduos saudáveis. Nos dois estudos recentes que avaliaram o efeito de treinamento por perturbação postural em indivíduos com doença de Parkinson, com (Peterson & Horak, 2016) ou sem (Peterson et al., 2016) BM, o treinamento foi feito em sessão única, com avaliação de retenção apenas em intervalo curto (24 h) e variabilidade limitada de perturbações posturais. Na presente proposta, será testado pela primeira vez o princípio de que respostas posturais automáticas de grande escala, diversificadas e graduadas a uma perturbação não-antecipada podem ser desenvolvidas em pacientes neurológicos com risco aumentado de queda como resultado de treinamento sistemático baseado em perturbações posturais. Desafios e avanços científicos previstos associados a esta proposta são os seguintes: (a) avaliação do efeito de treinamento multi-sessões por perturbações diversificadas do equilíbrio corporal em indivíduos com BMDP em respostas posturais automáticas, (b) avaliação de retenção de longo prazo dos potenciais efeitos do treinamento por perturbação, (c) avaliação da transferência para perturbações mais desafiadoras à recuperação do equilíbrio corporal (induzindo deslocamentos mais rápidos do centro de massa), (d) avaliação da automaticidade dos efeitos de treinamento (por inserção de tarefa cognitiva concomitante às perturbações), (e) avaliação dos possíveis efeitos do treinamento por perturbação em situações cotidianas relacionadas a quedas, quase-quedas e BMs, e (f) avaliação do efeito de treinamento por perturbação no medo de quedas. Os resultados da presente proposta, assim, podem produzir informação de interesse sobre efeitos adaptativos duradouros do treinamento por perturbação postural, o que é de particular interesse para grupos com risco aumentado de queda.

4. Objetivos

4.1 Objetivo geral

O objetivo geral do presente estudo foi avaliar o efeito de treinamento baseado em perturbações imprevisíveis do equilíbrio corporal sobre a capacidade de recuperar o equilíbrio pós-perturbação em indivíduos com bloqueio de marcha devido à doença de Parkinson.

4.2 Objetivos específicos

Foram estabelecidos os seguintes objetivos específicos:

(a) Avaliar os efeitos imediatos do treinamento por perturbação (24 h) e sua retenção (30 dias) na recuperação de equilíbrio corporal por perturbação.

(b) Avaliar a transferência de ganhos da capacidade de recuperação de equilíbrio corporal para perturbações de maior magnitude.

(c) Avaliar a automaticidade de ganhos da capacidade de recuperação de equilíbrio corporal por realização simultânea de respostas posturais à perturbação e tarefa cognitiva.

(d) Avaliar os efeitos do treinamento por perturbação nos episódios de BM no cotidiano dos participantes e durante tarefa que induz o BM.

(e) Avaliar os efeitos do treinamento por perturbação na melhora do equilíbrio global, medo de quedas, ansiedade e depressão e na mobilidade.

5. Hipótese

As hipóteses formuladas para este estudo foram as seguintes:

O treinamento de recuperação do equilíbrio baseado em perturbações posturais imprevisíveis melhora respostas posturais reativas em relação ao seguinte:

H1. Aumento de estabilidade de movimentos compensatórios.

H2. Redução do número de quedas em contexto experimental.

H3. Aumento de estabilidade de respostas posturais reativas.

6. Método

6.1 Amostra

Participaram deste estudo 19 indivíduos (7 mulheres e 12 homens, idade $M= 64,1$ anos, $DP= 10,3$) com o diagnóstico clínico de DP idiopática, feito por neurologista, de acordo com

os critérios clínicos do Banco de Cérebro de Londres (Hughes et al., 1992), originários do ambulatório de distúrbios do movimento do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da USP, recrutados em projeto associado a esta proposta (processo FAPESP, n.2016/13115-9, vigência 01/10/2016 a 30/09/2019) e através de divulgação por meio social. Para inclusão foram considerados os seguintes critérios: (I) apresentar o bloqueio da marcha, confirmado através da pontuação 1 no item 1 da *New Freezing of Gait Questionnaire* (Nieuwboer, Rochester, Herman, et al., 2009) e/ou apresentar o sintoma durante o teste do giro no lugar; (II) estágios 2 a 4 da DP pela escala modificada de estadiamento da DP de Hoehn e Yahr; (III) pontuação de corte no Mini Exame do Estado Mental (que será descrita no item Avaliações e Procedimentos); (IV) ausência de disfunções neurológicas (diferentes daquelas associadas à DP) e alterações musculoesqueléticas que pudessem interferir na tarefa experimental. Os critérios de exclusão adotados foram: (I) impossibilidade de realizar o pós-teste; (II) fraturas, (III) doença não relacionada ao Parkinson, (III) alteração da dosagem da medicação durante o estudo.

Os participantes foram informados sobre os objetivos, benefícios e riscos associados ao treinamento. Após, todos assinaram termo de consentimento livre e esclarecido em conformidade com os procedimentos aprovados por comitê de ética em pesquisa local (CAAE: 71933317.5.0000.5391).

6.2 Delineamento experimental

Foi realizado um estudo prospectivo, grupo paralelo, centro único, uni cego, randomizado e controlado, conduzido nas dependências do Laboratório Sistemas Motores Humanos e na Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo. O experimento foi composto por três fases principais: pré-teste, treinamento, pós-teste e retenção.

Inicialmente os participantes passaram por avaliações para verificação de critérios de inclusão. Aqueles que atenderam os critérios foram convidados a continuar o protocolo de avaliação de pré-teste, que aconteceu durante um dia, no período da manhã. Após as avaliações, para garantir a homogeneidade dos grupos na condição pré-teste os participantes foram classificados em quartis de acordo com os resultados na tarefa em plataforma móvel: estabilidade da resposta postural automática (desfecho primário) e escore da UDPRS-III (desfecho secundário). Posterior à classificação, os participantes dentro de cada quartil foram aleatoriamente distribuídos em cada grupo (experimental ou controle). Quando os indivíduos não se encontravam no mesmo quartil em ambos os desfechos, eles eram distribuídos igualmente nos dois grupos. Um teste t-Student indicou valores iniciais estatisticamente não

diferentes para as variáveis estabilidade da resposta postural automática (categorização da resposta) e UPDRS-III.

Na fase de treinamento os participantes foram distribuídos em dois grupos: grupo treinamento de recuperação do equilíbrio (TRE) e grupo treinamento de força (TF), os quais receberam a intervenção correspondente durante 8 semanas. Vinte quatro horas após o último treinamento os participantes passaram pelas avaliações de pós-teste. Trinta dias após o término dos treinamentos 37% dos participantes retornaram para realizar avaliação de retenção a fim de avaliarmos os efeitos de aprendizagem.

Todas as avaliações foram realizadas sob efeito do medicamento (estado *on* da medicação), aproximadamente 1 hora após a ingestão, e todos os indivíduos seguiram seu horário e dosagem normal da medicação durante o estudo.

6.3 Avaliações e Procedimentos

6.3.1 Avaliações Iniciais

As avaliações iniciais consistiram de uma ficha de anamnese para coleta de dados clínicos, medicamentoso e tempo de diagnóstico da doença, aplicação da parte III da *Unified Parkinson's disease Rating Scale* (UPDRS- III) e escala de Hoehn & Yahr modificada (H&Y) para avaliação da gravidade da doença, *New Freezing of Gait Questionnaire* (NFOG- Q) e teste do giro no lugar para certificação da presença do bloqueio da marcha e o Mini Exame do Estado Mental (MEEM). O MEEM foi aplicado em todos os participantes com a finalidade de rastreio cognitivo (Folstein, Folstein, & McHugh, 1975). Este teste avalia a capacidade cognitiva através de sete categorias: orientação temporal, orientação espacial, memória imediata: retenção de palavras, atenção e cálculo, memória, linguagem e capacidade construtiva visual. Sua pontuação varia de 0 a 30, com maior pontuação indicando maior capacidade cognitiva. O valor de corte para deficiências cognitivas é abaixo de 24 pontos. Bertolucci, Brucki, Campacci, and Juliano (1994) sugerem as pontuações 26, 18 e 13 pontos para alta, média/baixa escolaridade e analfabetos, respectivamente. Neste estudo consideramos as pontuações 24 utilizada para corte de deficiências cognitivas, e 18 e 13 para casos de média/ baixa escolaridade e analfabetismo.

6.3.2 Avaliação da estabilidade da resposta postural automática (desfecho primário)

6.3.2.1 Tarefa e equipamentos

A tarefa para avaliação da estabilidade da resposta postural foi realizada em plataforma eletrônica móvel, nas fases pré-teste, pós-teste e retenção, e consistiu em recuperar o equilíbrio corporal após deslocamentos variados da base de suporte. A posição inicial do participante era ereta, com os pés descalços, paralelos e afastados em 5 cm de distância entre os maléolos mediais, braços paralelos ao tronco, olhar fixo em uma marcação frontal à altura dos olhos. A base de suporte reduzida foi utilizada para aumentar o desafio da perturbação. Os deslocamentos da base de suporte foram feitos nos eixos anteroposterior e mediolateral em relação a orientação espacial do corpo do participante. As perturbações foram aplicadas em sequências pseudoaleatórias, garantindo que a perturbação seguinte fosse distinta da anterior. Assim, foram 8 perturbações no eixo anteroposterior e 8 no eixo mediolateral, variando e combinando três fatores: modalidade (translação ou combinação [translação com rotação]), direção (direita-esquerda em ML, anterior-posterior em AP) e velocidade (baixa [20° -cm/s] e alta [40° -cm/s]), com amplitude fixa de 7° /cm e pico de aceleração de $500^{\circ}/s^2$ -cm/s², totalizando 16 tentativas singulares. Os parâmetros escolhidos foram selecionados após estudo piloto, que permitiu avaliar a dificuldade de cada tipo de perturbação. O tempo de aplicação das perturbações foi variado aleatoriamente entre 2-5s, sem ser ofertada dica temporal e informação do tipo de perturbação. Desta forma, as perturbações foram aplicadas em contexto de imprevisibilidade de tipo, direção, velocidade e tempo de perturbação postural.

No pós-teste, após a aplicação da tarefa principal, também foram aplicados testes de transferências para contexto e velocidade de perturbação não experimentada durante o treinamento, a saber: (a) aplicação da velocidade mais alta do treino (40° /s-cm/s), variando modalidade e direção de perturbação, simultaneamente com a realização de uma segunda tarefa envolvendo a verbalização de palavras iniciadas com a letra escolhida pelo examinador; e (b) aplicação de velocidade mais alta não experimentada durante o treino (50° -cm/s), variando modalidade e direção de perturbação, aumentando o desafio da tarefa. Os testes de transferência foram aplicados em ambos os eixos, AP e ML, totalizando 8 tentativas em cada teste. O Anexo 1 apresenta a sequência e características das perturbações utilizadas nos testes.

Durante a tarefa em plataforma móvel, marcadores esféricos refletivos (14 mm de diâmetro) foram fixados no eixo de rotação do ombro e quadril (unilateral), na protuberância da primeira vértebra torácica e na região lombar em um ponto médio entre as cristas ilíacas. Estes marcadores foram rastreados por meio de quatro câmeras optoeletrônicas (Vicon, modelo T10). As imagens dos movimentos para recuperação do equilíbrio corporal foram registradas por meio de uma câmera digital comercial (Sony, 60 Hz) para posterior análise.

6.3.2.2 Procedimentos

Para reduzir o efeito de “primeira tentativa”, em todas as direções, os participantes foram submetidos a 16 perturbações de familiarização (8 no eixo anteroposterior e 8 no eixo mediolateral). A estratégia de recuperação do equilíbrio foi de livre escolha. Os participantes foram instruídos a recuperar o equilíbrio após os deslocamentos usando estratégias livres, como manter a estabilidade postural ficando na posição inicial, movimentando braços e/ou pernas ou dando passo(s) quando necessário. Como medida de proteção, o participante usava um colete (tipo alpinista) preso a uma haste fixa na estrutura da plataforma através de cordas (que ficavam posicionadas na região posterior do colete do participante). Além disso, um membro da equipe de pesquisa ficava posicionado na plataforma móvel para auxiliar em casos de grandes desequilíbrios e necessidade de suporte.

6.3.2.3 Parâmetros cinéticos do comportamento do centro de pressão (CP) e deslocamentos articulares

Para a tarefa descrita no item anterior, tanto no eixo anteroposterior quanto mediolateral, nossas variáveis dependentes de interesse foram: (I) amplitude de deslocamento do CP: diferença entre o máximo valor de deslocamento do CP e a média dos 500ms anteriores a perturbação; (II) pico de velocidade do CP: diferença entre o máximo valor da velocidade do CP e a média dos 500ms anteriores a perturbação; (III) tempo de pico do CP: intervalo de tempo entre o início do deslocamento do CP até o seu valor máximo, representando quão rápido o CP iniciou a reversão da direção do deslocamento provocado pela perturbação; (IV) deslocamento linear do ombro e (V) deslocamento linear do quadril serão utilizados para observação da resposta de tronco as perturbações.

6.3.2.4 Categorização das respostas posturais

O objetivo desta análise foi categorizar as estratégias de ação postural, através dos movimentos compensatórios de braços e pernas, que os indivíduos com DP utilizaram para recuperar a estabilidade postural após perturbações externas. Esta avaliação foi feita por um examinador, através de análise de vídeo. As estratégias posturais consideradas para categorizar as respostas foram baseadas a partir das respostas posturais reativas utilizadas pelos participantes em nossa própria análise preliminar dos dados atuais e na escala para avaliação dos movimentos compensatórios dos braços e pernas (CALM, *compensatory arm and leg movements scale*) desenvolvida recentemente pelo nosso grupo (Ribeiro de Souza et al., 2019).

As respostas de membros superiores foram classificadas igualmente no eixo AP e ML e categorizadas com base na amplitude de movimento realizado ou necessidade de apoio/suporte, conforme as seguintes categorias: (a) *imóvel*, recupera o equilíbrio mantendo as mãos em contato com o corpo, sem alterar a posição inicial, (b) *pequena elevação dos braços*, pequena perda de contato das mãos com o corpo, (c) *elevação dos braços*, grande perda de contato das mãos com o corpo, com moderada/grande flexão ou extensão de ombro e (d) *quase-queda*, quando o participante segurava as cordas de segurança ou necessitava do suporte do examinador.

As respostas de membros inferiores foram divididas em categorias distintas no eixo anteroposterior e mediolateral, dado que diferentes estratégias são utilizadas para recuperação do equilíbrio dependendo da direção da perturbação, e classificadas de acordo com a modificação da base de suporte. Para estabilidade anteroposterior as seguintes respostas foram consideradas: (a) *imóvel*, manutenção da postura sem modificar a base de sustentação, (b) *pequeno deslocamento*, pequenos movimentos do(s) pé(s), como, por exemplo, deslizamentos, (c) *passo*, recuperação do equilíbrio com passo(s) anterior, posterior ou cruzado, com respostas de passo único ou múltiplos passos, (d) *quase-queda*, quando necessitava de suporte das cordas de segurança ou do examinador, configurando, neste caso, queda. Na estabilidade mediolateral as categorias foram: (a) *imóvel*, manutenção da postura sem modificar a base de sustentação, (b) *pequeno deslocamento*, pequenos deslizamentos do(s) pé(s), (c) *apoio unipodal*, elevação lateral de um membro inferior, ponderando a descarga de peso no membro contralateral, (d) *passo único*, recuperação do equilíbrio com passo anterior ou posterior ou cruzado, (e) *múltiplos passos*, quando necessário mais de um passo para recuperação do equilíbrio, estes poderiam ser passos laterais ou cruzados, e (f) *quase-queda*, quando as estratégias não foram eficientes e necessitou das cordas ou apoio do examinador para recuperar a estabilidade postural. A Figura 1 apresenta uma representação das diferentes categorias de movimentos de braços e pernas no plano frontal.



Figura 1. Movimentos compensatórios de membros superiores e inferiores adaptados de (Ribeiro de Souza et al., 2019). Representação das categorias de movimentos compensatórios de membros superiores e inferiores observados em resposta às perturbações em plataforma móvel no eixo mediolateral. Os movimentos são organizados dos menos estáveis (quase-queda) para o mais estável (imóvel).

6.3.3 Desfechos secundários

6.3.2.2 Avaliação do equilíbrio

Como avaliação secundária de equilíbrio corporal global a escala Mini-Teste de Sistema de Avaliação do Equilíbrio (Mini-BESTest) foi aplicada. Esta escala possui 14 itens distribuídos em 4 seções: ajustes posturais antecipatórios, respostas posturais, orientação sensorial e equilíbrio durante a marcha. Cada item pode ser pontuado de 0 a 2, totalizando um escore máximo de 28 pontos. Pontuação mais elevada reflete melhor desempenho no teste, e assim melhor equilíbrio corporal (Franchignoni, Horak, Godi, Nardone, & Giordano, 2010).

6.3.2.3 Avaliação de bloqueio da marcha

6.3.2.3.1 *New freezing of gait questionnaire* (NFOG-Q)

O NFOG-Q é uma ferramenta confiável e específica para avaliar a presença e gravidade do bloqueio da marcha durante o mês precedente a partir da percepção do participante (Nieuwboer, Rochester, Herman, et al., 2009).

6.3.2.3.2 Índice de bloqueio da marcha (BM)

O índice de BM (*iBM*) foi avaliado durante o teste do giro no lugar instrumentado, uma vez que esta é uma tarefa com alto potencial de desencadear BM (Mancini et al., 2017). O teste foi feito solicitando que o participante realizasse giros de 360°, alternando os sentidos de giro, em ritmo auto compassado, durante 2 minutos. Um sensor (unidade de medida inercial) wireless (wireless Physilog, Gait Up, Lausanne, Switzerland) foi posicionado no membro inferior mais afetado, de acordo com a UPDRS-III, do participante.

6.3.2.3 Avaliação dos sintomas motores

Para avaliação dos sintomas motores da doença foi utilizada a parte III da Escala Unificada de Avaliação da Doença de Parkinson (UPDRS). A parte III da UPDRS é composta por 14 itens, que podem ser pontuados de 0 a 4 (sendo pontuado 4 quando os sintomas são mais graves). O escore máximo é 108, indicando grave comprometimento motor (Fahn, Marsden, Goldstein, & Calne, 1987).

6.3.2.4 Avaliação do medo de cair

6.3.2.4.1 Escala internacional de eficácia de quedas (FES-I)

A FES-I é um instrumento validado de avaliação do medo de cair a partir do relato do indivíduo. A escala é composta por 16 itens que avaliam a preocupação do indivíduo em cair em situações como: caminhar em superfícies escorregadias, irregulares ou inclinadas; visitar amigos ou parentes; ir a um evento social ou ir a um local com multidões. A pontuação varia de 1 a 4 para cada item, sendo que quanto maior a pontuação na escala maior o medo de queda (Yardley et al., 2005).

6.3.2.5 Avaliação da mobilidade

O teste “*Timed Up and Go*” (TUG) é um teste recomendado para avaliação da mobilidade funcional comprometida na DP (Bloem et al., 2016). O teste era iniciado com o participante sentado. Ao comando do examinador, o participante se levanta da cadeira, andava por uma distância de 3 m a uma velocidade confortável e segura, girava sobre uma linha, retornava para

a cadeira, girava e se sentava. O cronômetro era acionado quando o examinador emitia um comando verbal e o tempo era finalizado quando o participante se sentava na cadeira.

A análise da mobilidade funcional foi feita com o teste TUG em duas situações: (I) TUG simples e (II) TUG com dupla tarefa. A segunda tarefa em II consistia na verbalização de palavras dentro de uma categoria solicitada pelo examinador (frutas, cores, animais). Após demonstração do teste pelo examinador, o participante realizava uma tentativa de familiarização para cada situação (TUG simples e com dupla tarefa), e após um descanso realizava três tentativas de cada teste. A análise foi feita com a média das três tentativas em cada teste.

6.3.2.6 Avaliação da ansiedade e depressão

A Escala Hospitalar de Ansiedade e Depressão (HADS) é uma escala de auto avaliação desenvolvida para detectar estados de depressão e ansiedade. A escala é subdividida em duas categorias com sete itens relacionados a ansiedade e sete a depressão, cada um pontuado de 0 a 3. Pontuações iguais ou superiores a 11, em ambas as subescalas, indicam possível presença de transtornos do humor, e pontuações entre 8 a 10 é sugestiva deste estado (Zigmond & Snaith, 1983).

6.4 Protocolos de treinamento

O grupo TRE foi treinado sobre a plataforma móvel por 8 sessões, duas sessões de prática por semana. O treinamento deste grupo teve a seguinte configuração: (a) as perturbações foram feitas através de translações e combinações translação-rotação da base de suporte nos sentidos AP e ML; (b) cada sessão foi dividida em 8 blocos de perturbações, sendo cada bloco constituído por 16 perturbações (2 tipos x 2 lados x 2 velocidades) totalizando 128 perturbações por sessão; e (c) as perturbações foram aplicadas sem oferecimento de dica prévia sobre tipo ou tempo de início; (d) a progressão do treinamento aconteceu a cada sessão, aumentando o desafio da perturbação através da aleatorização das tentativas e combinação dos diferentes parâmetros (largura da base de apoio, velocidade, e direção), conforme apresentado no Anexo 2. O TF praticou, durante o mesmo período, exercícios de força muscular. Os exercícios foram feitos em aparelhos de musculação (supino, leg-press, remada, crucifixo e flexão plantar em aparelho de leg-press), prevenindo atividades desafiadoras ao equilíbrio corporal. A periodização do grupo foi de 3 séries de 10-12 repetições por sessão e a carga de cada exercício aumentada progressivamente de acordo com a Escala de Percepção Subjetiva de Esforço de Borg. O treinamento deste grupo tinha o propósito de manter os participantes engajados em atividade física, servindo como controle para os possíveis ganhos de desempenho inespecíficos

ao treinamento por perturbação nas avaliações experimentais. A fraqueza dos membros inferiores foi associada a menor estabilidade postural na DP, assim os ganhos de força induzido pelo TF podem melhorar o controle postural (Nallegowda et al., 2004).

As sessões de treinamento para ambos os grupos seguiram a seguinte estrutura (a) 5 min. de caminhada para aquecimento; (b) 40 min. de atividades específicas ao grupo; e (c) 10 min. de relaxamento. Os intervalos para descanso durante o treinamento foram feitos de acordo com a demanda de cada participante.

6.5 Processamento dos dados

Os dados de centro de pressão foram mensurados a uma frequência de amostragem de 200 Hz e filtrados com Butterworth passa-baixa de 10 Hz. O processamento dos dados foi realizado por meio do software Matlab (MathWorks), após inspeção visual.

Para análise do índice de BM foi realizada uma análise espectral da aceleração anteroposterior da perna considerando uma janela de Hanning de 4 segundos com 50% de sobreposição (utilizando o método Welch). Uma banda locomotora (0-3 Hz) e uma banda de BM (3-8 Hz) foram definidas. Uma maior densidade do espectro de frequência na banda de baixa frequência indica ausência de BM e uma elevada densidade do espectro de frequência na banda de alta frequência indica ocorrência de BM. O índice de BM (iBM) foi identificado como a razão entre o quadrado da área sob o poder espectral de aceleração da banda de BM (3-8 Hz) e o quadrado da área sob o poder espectral de aceleração da banda locomotora (0-3 Hz) (para maiores informações sobre o processamento do iBM consulte (Mancini et al., 2017)).

6.6 Análise estatística

Os dados foram analisados quanto à normalidade na distribuição, homogeneidade das variâncias utilizando os testes de Shapiro-Wilk e Levene, respectivamente. As variáveis de caracterização da amostra foram comparadas por meio do teste t-Student para amostras independentes. Os efeitos da prática foram avaliados através do teste de Wilcoxon. Os efeitos de grupo foram avaliados usando o teste U de Mann-Whitney. A retenção foi avaliada comparando-se os grupos 30 dias após o final do treinamento. O número de participantes foi diferente entre pós-teste e teste de retenção (ver Participantes). Por isso, foram feitas comparações separadas entre pré-teste X pós-teste e pré-teste X retenção para avaliar efeitos imediatos e de longa-duração dos treinamentos. O tamanho do efeito (r) intra-grupo (diferença entre pré x pós-teste e pré-teste x retenção) foi calculado usando a seguinte equação (ver Fritz, Morris, & Richler, 2012):

$$r = \frac{Z}{\sqrt{N}}$$

Onde Z é o escore- z calculado pelo programa SPSS e N é o tamanho é o total de observações realizadas na qual Z foi baseado. A interpretação dos resultados foi feita usando-se as diretrizes de Cohen para r , sendo interpretado como efeito pequeno ($0,10 < 0,30$), efeito moderado ($0,30 < 0,50$) e efeito grande ($\geq 0,50$) (J. Cohen, 1988). A análise de confiabilidade intra-examinador, na avaliação de categorização das respostas posturais, foi feita por meio de medidas de 20% das imagens (amostradas por sorteio) através do coeficiente Kappa de Cohen, e foi usado um intervalo de quatro semanas entre as avaliações de vídeo. O nível de significância adotado no presente estudo para todas as análises foi de $p < 0,05$. As análises foram feitas com o programa SPSS (v.24, IBM Statistics).

7. Resultados

7.1 Participantes

Sessenta e oito indivíduos se voluntariaram para o estudo. Destes, vinte e oito não atenderam os critérios de inclusão (H&Y=1, alterações ortopédicas significantes em membros inferiores, Parkinsonismo secundário à medicação, sem BM) e 6 não tiveram interesse em participar da pesquisa. Trinta e quatro indivíduos com DP e BM assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido e realizaram as avaliações do pré-teste, no entanto três indivíduos desistiram do estudo antes do início dos treinamentos (por medo do treinamento, vergonha dos sintomas clínicos do Parkinson, não aderência a exercícios físicos). Oito indivíduos foram excluídos devido à quebra do equipamento durante o protocolo (5 do grupo TRE e 3 do grupo TF). Três indivíduos foram excluídos do estudo por queda com fratura de metatarsos, problemas de saúde não relacionados ao Parkinson e por alterações da dosagem do medicamento, sem supervisão médica, durante o período de treinamento. Um indivíduo não realizou as avaliações de pós-teste devido problemas de saúde na família. Assim, completaram o treinamento e realizaram as avaliações pré e pós-teste dezenove indivíduos (9 no grupo TRE e 10 do grupo TF). Quatorze indivíduos (sete em cada grupo) realizaram teste de retenção 30 dias após o fim do treinamento. A Figura 2 apresenta o diagrama *Consort*.

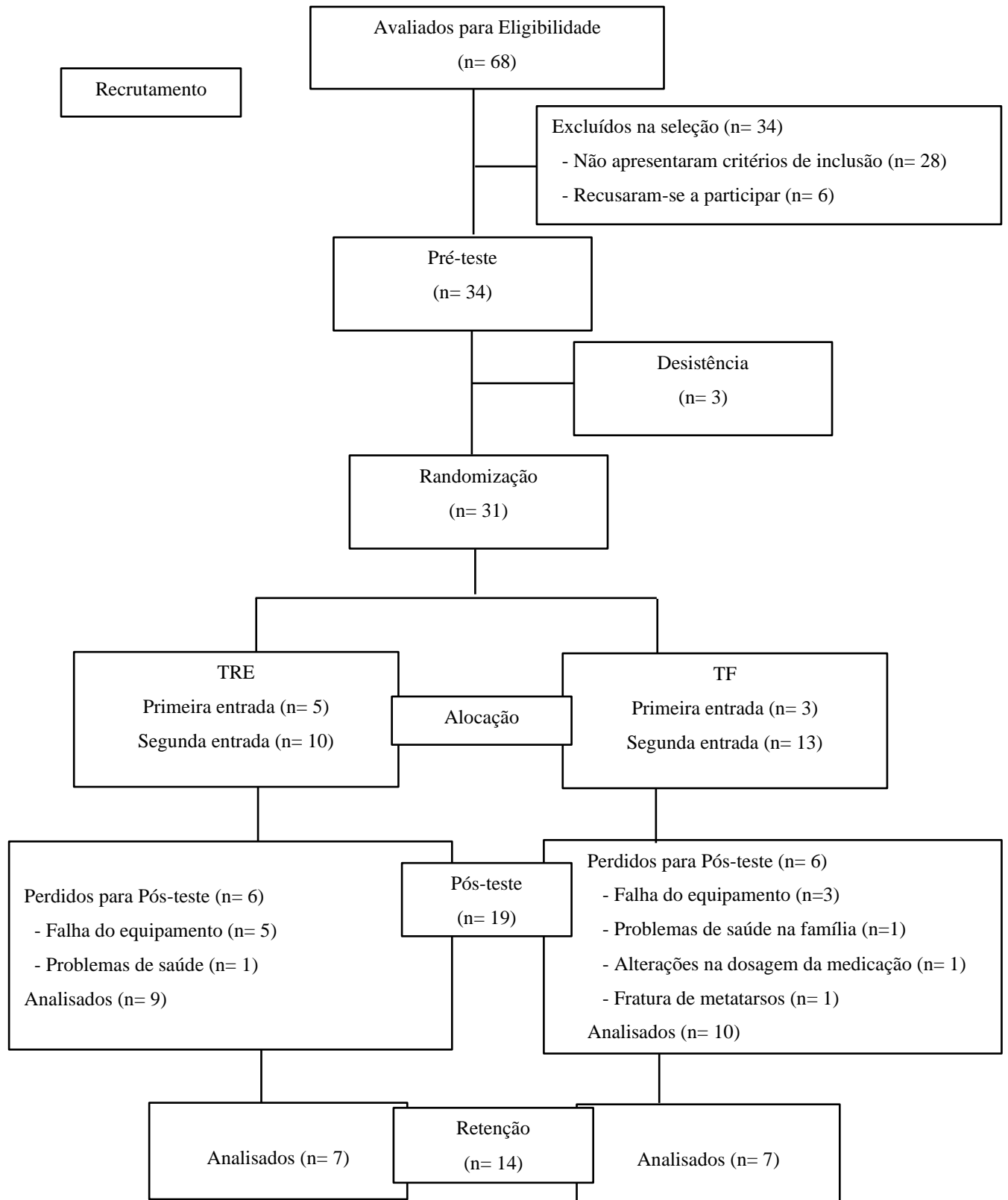


Figura 2. Diagrama de fluxo Consort com representação esquemática do recrutamento e alocação dos participantes no estudo. TRE= grupo treinamento de recuperação do equilíbrio; TF= grupo treinamento de força.

As características dos participantes estão descritas na Tabela 1. Não houve diferenças significantes entre grupos para características demográficas, antropométricas e clínicas no pré-teste.

Tabela 1. Médias e desvio padrão das características dos participantes separadamente por grupo.

Características	TRE	TF	P
Demográficas e Antropométricas			
Homem/Mulher (n)	6/3	6/4	
Idade (anos)	64,8±11,1	63,5±10,1	0,80
Peso (kg)	72,3±13,0	72,3±12,5	0,99
Estatura (m)	1,6±0,1	1,7±0,1	0,50
Clínicas			
Tempo de doença (anos)	6,2±4,0	7,3±3,7	0,53
MEEM (escore)	25,3±3,1	26,8±1,5	0,22
UPDRS-III (escore)	28,9±12,5	28,2±12,4	0,91
Hoehn & Yahr (escore)	2,9±0,3	2,6±0,7	0,22
NFOG-Q (escore)	19,9±5,3	14,5±6,4	0,007

TRE= grupo de recuperação do equilíbrio; TF= grupo treinamento de força; MEEM= Mini-Exame do Estado Mental; NFOG-Q= *New Freezing of Gait Questionnaire*; UPDRS-II= Escala Unificada de Avaliação da Doença de Parkinson, parte motora; L-Dopa= levodopa.

Os resultados serão apresentados de acordo com os objetivos do estudo, sendo apresentados primeiro os efeitos imediatos do treinamento (24 h após o fim das sessões de treinamento) e posteriormente os efeitos de longo prazo (um mês após o término).

7.2 Efeitos imediatos

Não houve diferenças significantes entre grupos para qualquer desfecho no pré-teste.

7.2.1 Avaliação da estabilidade da resposta postural automática: eixo anteroposterior

7.2.1.1 Categorização das respostas posturais

Na análise do pós-teste, o grupo TRE apresentou respostas posturais mais estáveis para recuperação do equilíbrio quando comparado ao pré-teste, reduzindo o número de tentativas com resposta do tipo *quase-queda* (os resultados de frequência de respostas com quase-quedas serão analisados com maior profundidade no item 7.2.3 deste trabalho) e *passo* e aumentando as respostas *imóvel*, tanto para membros superiores quanto para membros inferiores. O grupo

TF apresentou aumento no número de *quase-queda* e *imóvel* e diminuição de *passo* em membros inferiores, diminuição da resposta tipo *imóvel* e aumento das respostas tipo *pequena elevação* e *elevação dos braços*, em membros superiores. No pós-teste nenhum participante utilizou a estratégia *pequeno deslocamento* para reestabelecer o equilíbrio, confirmando que esta é uma estratégia pouco utilizada e que as estratégias de passo, quadril e tornozelo são as predominantemente utilizadas neste plano de movimento, como relatado na literatura (ver capítulo 2.4. Controle Postural). Comparação entre grupos no pós-teste mostra que o TRE selecionou respostas mais estáveis para responder as perturbações. Na Tabela 2 são comparadas as frequências absolutas e relativas das categorias de movimentos compensatórios entre os grupos em cada teste.

Tabela 2. Frequência absoluta e relativa de movimentos compensatórios para perturbações no eixo AP.

		TRE		TF	
		Pré-teste (n/%)	Pós-teste (n/%)	Pré-teste (n/%)	Pós-teste (n/%)
Membros superiores	Imóvel	39/54	41/57	53/66	40/50
	Pequena elevação dos braços	1/1	2/3	4/5	7/9
	Elevação dos braços	24/33	24/33	13/16	20/25
Membros inferiores	Imóvel	47/65	62/86	49/61	54/68
	Pequeno deslocamento	1/1	0/0	1/1	0/0
	Passos	16/22	6/8	20/25	13/16

Nota: TRE= treinamento de recuperação do equilíbrio; TF: treinamento de força; n: frequência absoluta; %: frequência relativa. Foram analisados 19 indivíduos (TRE=9, TF=10). Total de respostas por grupo em cada teste: TRE= 72 e TF=80.

Nas tarefas de transferência, tanto para a tarefa de estabilidade postural com tarefa secundária de verbalização (dual) quanto para a tarefa com velocidade mais alta, o grupo TRE apresentou maior frequência de movimentos compensatórios do tipo *elevação dos braços* quando comparado ao grupo TF, que apresentou mais a categoria *imóvel* em membros superiores. Para membros inferiores, o grupo TRE apresentou maior frequência das categorias *imóvel* e menos do passo do que o grupo TF. Ao comparar as duas tarefas dentro de um grupo, observamos que ambos os grupos tiveram desempenho semelhante, mostrando que o nível de desafio das tarefas é semelhante. Estes resultados mostram que em tarefas mais desafiadoras, o grupo TRE utilizou estratégias com menor modificação da base de suporte, explorando mais os movimentos de membros superiores para auxiliar na recuperação do equilíbrio. Na Tabela 3

são apresentadas as frequências absolutas e relativas dos movimentos compensatórios entre os grupos nas tarefas de transferência.

Tabela 3. Frequência absoluta e relativa de movimentos compensatórios para perturbações no eixo AP nas tarefas de transferência dual e velocidade aumentada.

		Dual		Velocidade	
		TRE (n/%)	TF (n/%)	TRE (n/%)	TF (n/%)
Membros superiores	Imóvel	15/42	21/53	15/42	22/53
	Pequena elevação dos braços	4/11	6/15	4/11	5/13
	Elevação do braço	15/42	8/20	15/42	7/18
Membros inferiores	Imóvel	29/81	27/68	28/78	24/60
	Passo	5/14	8/20	6/17	10/25

Nota: TRE= treinamento de recuperação do equilíbrio; TF: treinamento de força; n: frequência absoluta; %; frequência relativa. Foram analisados 19 indivíduos (TRE=9, TF=10). Total de respostas por grupo em cada teste: TRE= 36 e TF=40.

7.2.1.2 Análise do centro de pressão

A Figura 3 apresenta as curvas representativas da amplitude de deslocamento, pico de velocidade e tempo de pico do centro de pressão para os grupos TRE e TF no pré e pós-teste. Na análise do eixo anteroposterior não foram encontrados efeitos significantes para ambos os grupos na amplitude deslocamento do centro de pressão (Figura 4A). A análise do pico de velocidade de deslocamento do CP indicou que o grupo TRE apresentou valores significantemente menores no pós-teste (Mediana =117,54cm/s) do que no pré-teste (Mediana =126,62cms/s), $z = -2,07$, $p = 0,04$, $r = 0,49$, enquanto o grupo TF não apresentou diferenças significantes (Figura 4B). A análise de tempo de pico de deslocamento indicou valores significantemente menores no pós-teste (Mediana =374,75ms) em relação ao pré-teste (Mediana =427,13ms), $z = -2,67$, $p = 0,01$, $r = 0,63$ no eixo anteroposterior para o grupo TRE, enquanto o grupo TF apresentou diferença não significante entre os valores de pré-teste (Mediana =456,75ms), $z = -0,56$, $p = 0,58$, $r = 0,13$, e pós-teste (Mediana =487,13ms). Foi encontrada diferença significante entre grupos no pós-teste para a variável tempo de pico de deslocamento, com menores valores para o grupo TRE, $U = 17,00$, $p = 0,02$, $r = -0,53$ (Figura 4C). Não foi encontrada diferença significante entre os grupos para as tarefas de transferência (Figura 5).

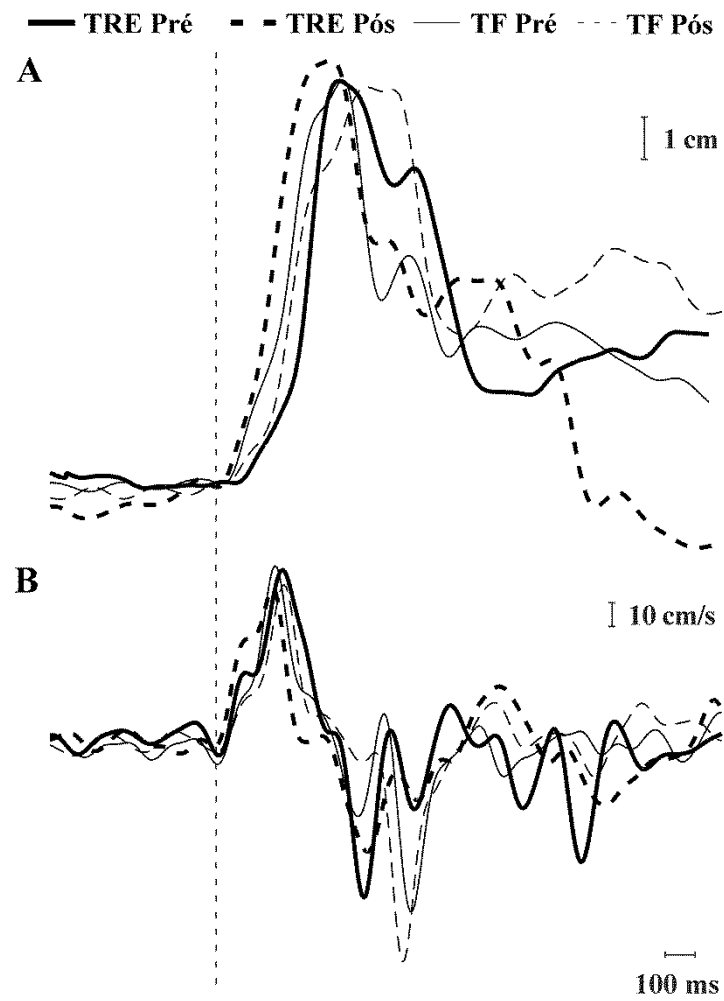


Figura 3. Sinais representativos da amplitude de deslocamento do CP (A) e do pico de velocidade do CP (B) no eixo anteroposterior, para os grupos treinamento de recuperação do equilíbrio (TRE) e treinamento de força (TF) nos pré e pós-testes.

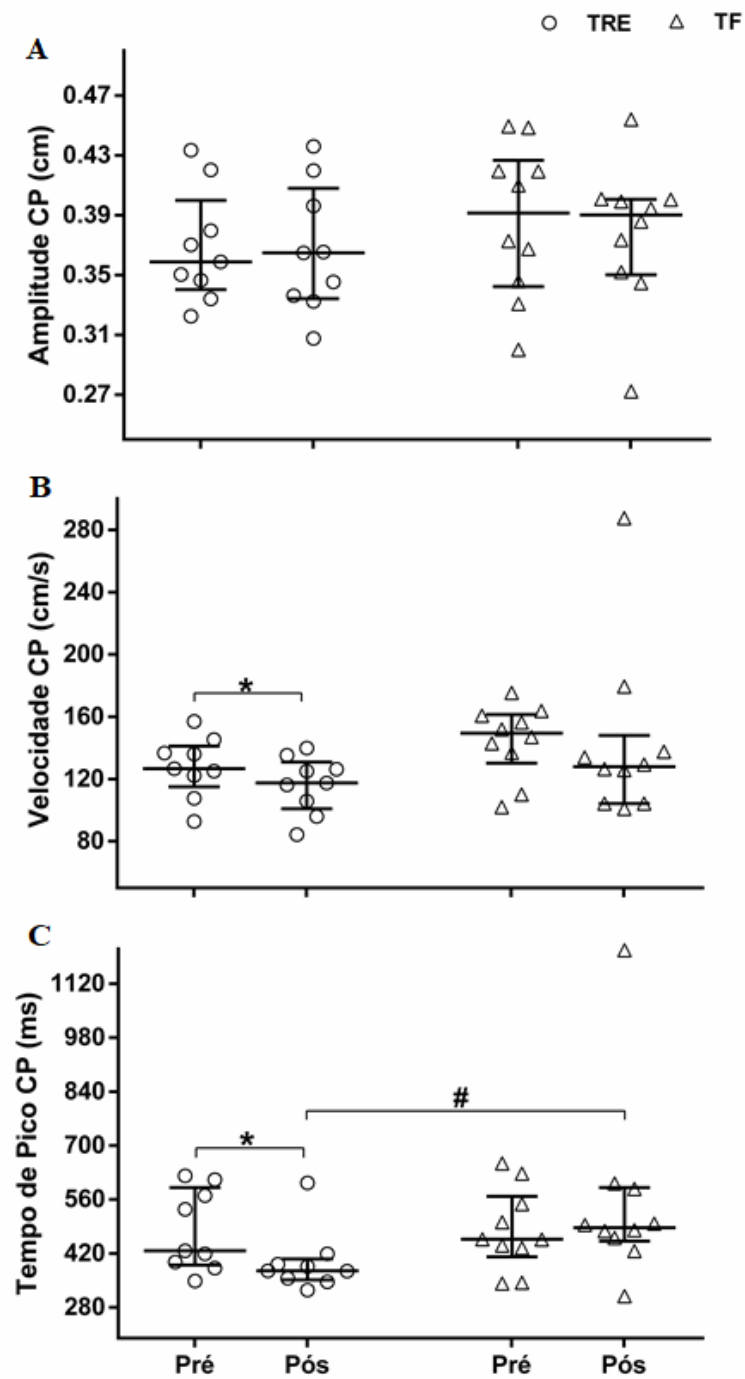


Figura 4. Mediana e primeiro e terceiro quartis, com valores individuais para o grupo treinamento de recuperação do equilíbrio (TRE) e grupo treinamento de força (TF) nos pré e pós-testes. Os resultados apresentados são para (A) amplitude de deslocamento do CP; (B) pico de velocidade do CP e (C) tempo de pico de deslocamento do CP. *Indica diferença significativa entre o pré e pós teste ($p < 0,05$). # Indica diferença significativa entre os grupos no pós-teste ($p < 0,05$).

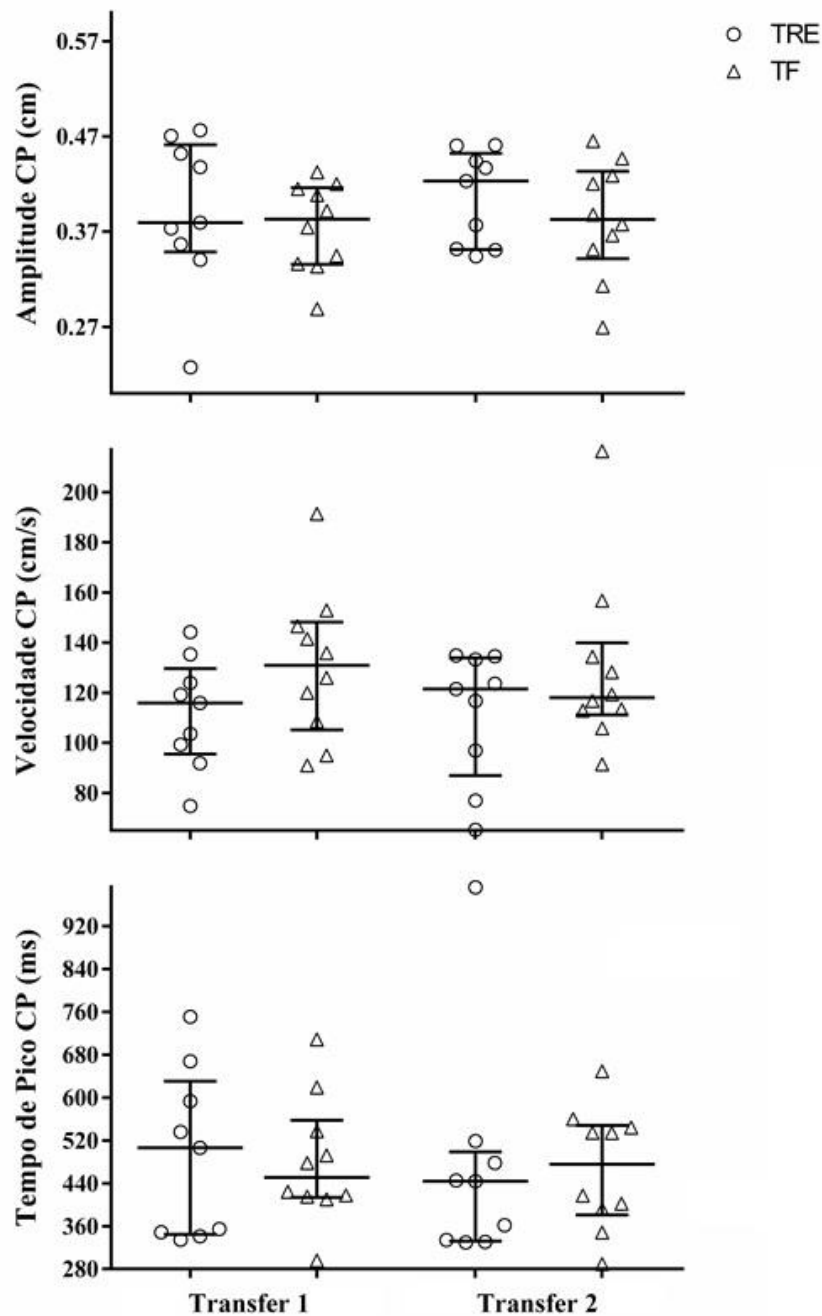


Figura 5. Mediana e primeiro e terceiro quartil, com valores individuais para o grupo treinamento de recuperação do equilíbrio (TRE) e grupo treinamento de força (TF) nos testes de transferência dual (Transfer 1) e alta velocidade (Transfer 2) no eixo anteroposterior.

7.2.1.3 Amplitude de deslocamento linear de ombro e quadril

Na análise de deslocamento linear do ombro em AP (Figura 6A), foi encontrado que TRE apresentou valores significativamente menores no pós-teste (Mediana =8,03cm), em comparação ao pré-teste (Mediana =9,27cm), $z = -2,67$, $p = 0,01$, $r = 0,63$, enquanto que TF não mostrou alteração significativa entre os testes: pré-teste (Mediana = 9,66cm) X pós-teste

(Mediana =10,88cm), $z = -0,15$, $p = 0,88$, $r = 0,03$. Foi encontrada diferença significativa entre grupos no pós-teste, com menores valores para o grupo TRE, $U = 19,00$, $p = 0,04$, $r = -0,48$. A análise de amplitude linear de quadril mostrou diminuição significativa para o TRE do pré (Mediana =8,56cm) para o pós-teste (Mediana =7,89cm), $z = -2,55$, $p = 0,01$, $r = 0,60$, enquanto que TF não mostrou alteração significativa entre os testes: pré-teste (Mediana =8,52cm) X pós-teste (Mediana =8,99cm), $z = -0,46$, $p = 0,65$, $r = 0,10$ (Figura 6B). Não foi encontrada diferença entre os grupos no pós-teste.

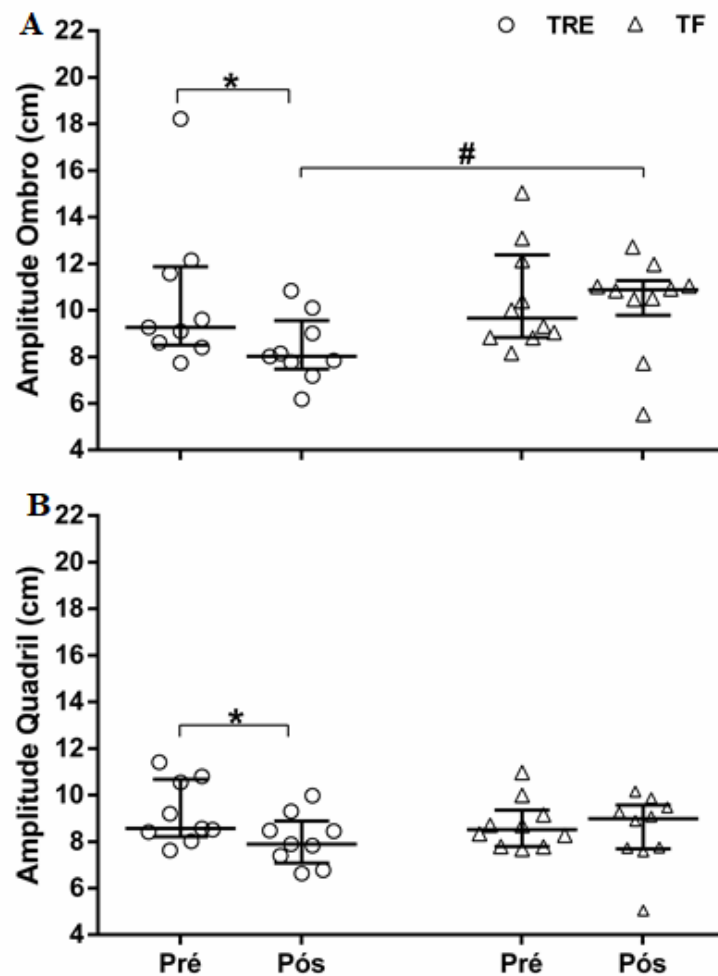


Figura 6. Mediana e primeiro e terceiro quartis, com valores individuais para o grupo treinamento de recuperação do equilíbrio (TRE) e grupo treinamento de força (TF) nos pré e pós-testes. Os resultados apresentados são para (A) deslocamento linear de ombro e (B) deslocamento linear de quadril. *Indica diferença significativa entre o pré e pós teste ($p < 0,05$). # Indica diferença significativa entre os grupos no pós-teste ($p < 0,05$).

7.2.2 Avaliação da estabilidade da resposta postural automática: eixo mediolateral

7.2.2.1 Categorização das respostas posturais

No pós-teste em comparação ao pré-teste, a análise descritiva da frequência de movimentos compensatórios a perturbações posturais no eixo mediolateral mostrou que o grupo TRE apresentou maior número de respostas com movimentos de braços (*pequena elevação* e *elevação*) e diminuição das respostas *passo único* e *múltiplos passos* e aumento de respostas *pequeno deslocamento* e *imóvel* em membros inferiores. O grupo TF apresentou maior número de respostas *pequena elevação* e *elevação dos braços*, aumento de *múltiplos passos* e *apoio unipodal* e diminuição das respostas *pequeno deslocamento* e *imóvel*. Comparações entre os grupos no pós-teste mostram que grupo TRE apresentou maior número de respostas de base de suporte fixa (*imóvel*) quando comparado ao grupo TF no pós-teste. Estes resultados sugerem que no pós-teste o grupo TRE utilizou movimentos compensatórios mais estáveis para recuperar o equilíbrio. A Tabela 4 mostra frequências absolutas e relativas de cada categoria de movimento compensatório por grupo.

Tabela 4. Frequências absolutas e relativas de categorias de movimentos compensatórios para perturbações no eixo ML.

		TRE		TF	
		Pré-teste (n/%)	Pós-teste (n/%)	Pré-teste (n/%)	Pós-teste (n/%)
Membros superiores	Imóvel	34/47	32/44	44/55	30/38
	Pequena elevação dos braços	2/3	8/11	4/5	6/8
	Elevação dos braços	28/39	29/40	25/31	35/44
Membros inferiores	Imóvel	17/24	31/43	21/26	15/19
	Pequeno deslocamento	19/26	22/21	23/29	20/25
	Apoio unipodal	9/13	6/8	12/15	19/24
	Passo único	14/19	9/13	14/18	11/14
	Múltiplos passos	5/7	1/1	3/4	6/8

Nota: TRE= treinamento de recuperação do equilíbrio; TF: treinamento de força; n: frequência absoluta; %: frequência relativa. Foram analisados 19 indivíduos (TRE=9, TF=10). Total de respostas por grupo em cada teste: TRE= 72 e TF=80.

As análises das tarefas de transferência mostraram que para ambas as tarefas, dual e velocidade aumentada, o grupo TRE apresentou predominância de movimentos compensatórios de braços na categoria *elevação* e movimentos de pernas nas categorias *pequeno deslocamento*

e *imóvel*, enquanto o grupo TF apresentou maior frequência de movimentos compensatórios nas categorias *imóvel* para membros superiores, *apoio unipodal* e *passo único* para membros inferiores em ambas as tarefas (Tabela 5). Estes resultados sugerem que os participantes do grupo TRE foram capazes de transferir o aprendizado do treino para tarefas mais desafiadoras mostrando maior estabilidade nas respostas, principalmente na tarefa de transferência velocidade aumentada, quando comparado ao TF.

Tabela 5. Frequências absolutas e relativas de categorias de movimentos compensatórios para perturbações no eixo ML nas tarefas de transferência dual e velocidade aumentada.

		Dual		Velocidade	
		TRE (n/%)	TF (n/%)	TRE (n/%)	TF (n/%)
Membros superiores	Imóvel	10/28	18/45	9/25	16/40
	Pequena elevação dos braços	6/17	3/8	6/17	3/8
	Elevação dos braços	18/50	14/35	20/56	15/38
Membros inferiores	Imóvel	5/14	4/10	10/28	2/5
	Pequeno deslocamento	19/53	13/33	12/33	9/23
	Apoio unipodal	5/14	12/30	7/19	14/35
	Passo único	5/14	5/13	4/11	6/15
	Múltiplos passos	0/0	1/3	2/6	3/8

Nota: TRE= treinamento de recuperação do equilíbrio; TF: treinamento de força; n: frequência absoluta; %: frequência relativa. Foram analisados 19 indivíduos (TRE=9, TF=10). Total de respostas por grupo em cada teste: TRE= 36 e TF=40.

7.2.2.2 Análise do centro de pressão

Curvas representativas da amplitude de deslocamento, pico de velocidade e tempo de pico do centro de pressão para os grupos TRE e TF, no pré e pós-teste, são apresentadas na Figura 7. A análise das respostas sobre a base de apoio para perturbações no eixo mediolateral mostrou que para os participantes do grupo TRE os valores de amplitude de deslocamento do CP foram significativamente menores no pós-teste (Mediana= 8,14cm) do que no pré-teste (Mediana =9,27cm), $z = -2,67$, $p = 0,01$, $r = 0,63$. Para o grupo TF não foi encontrada diferença significativa entre os testes, $z = -0,97$, $p = 0,33$, $r = 0,22$ (Figura 8A). A análise de pico de velocidade de CP indicou que para o grupo TRE houve diminuição significativa dos valores de pós-teste (Mediana =94,89cm/s) quando comparados aos valores de pré-teste (Mediana =145,37cm/s), $z = -2,55$, $p = 0,01$, $r = 0,60$. Para o grupo TF não foram observadas diferenças significantes entre os testes (Figura 8B). A análise de tempo de pico de deslocamento de CP

revelou ausência de diferenças significantes, porém o grupo TRE apresentou tendência redução no pós-teste (Mediana =369,00ms) em relação ao pré-teste (Mediana =523,88ms), $z = -1,84$, $p = 0,07$, $r = 0,43$, enquanto que o grupo TF apresentou tendência de aumento de valores no pós-teste (Mediana =501,46ms) em relação ao pré-teste (Mediana =441,25ms), $z = -1,17$, $p = 0,24$, $r = 0,26$. Na comparação entre os grupos, foram encontrados valores significativamente menores no pós-teste para o grupo TRE, $U = 15,00$, $p = 0,01$, $r = 0,56$ (Figura 8C). Não foi encontrada diferença significativa entre os grupos para as tarefas de transferência (Figura 9).

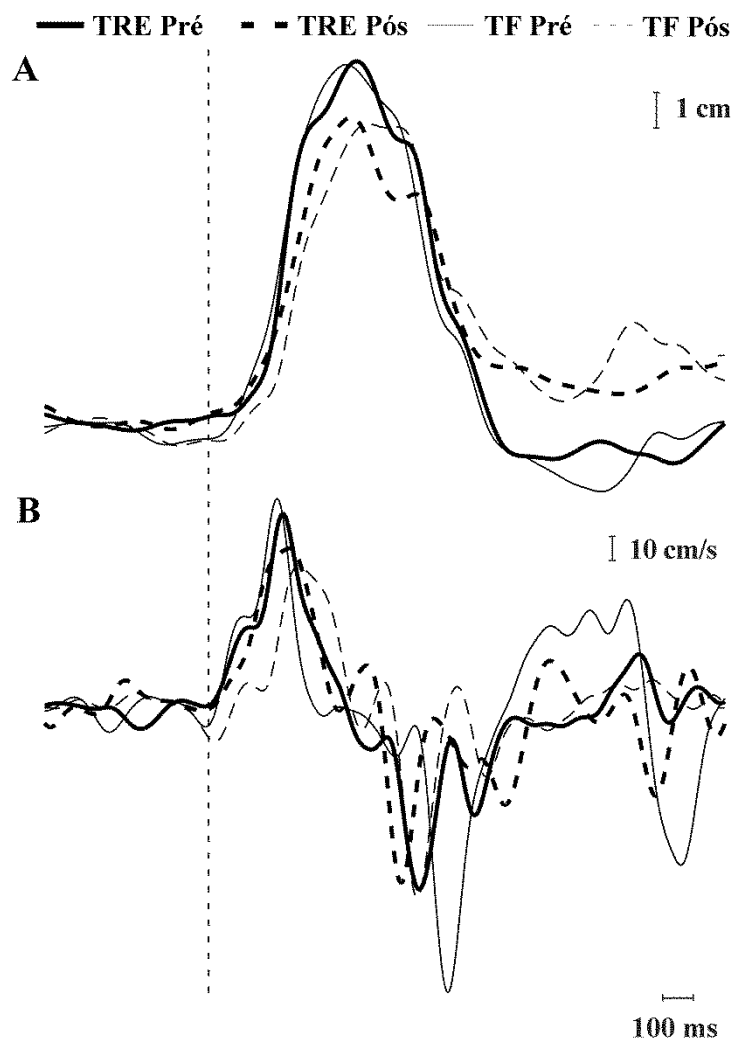


Figura 7. Sinais representativos da amplitude de deslocamento do CP (A) e do pico de velocidade do CP (B) no eixo mediolateral, para os grupos treinamento de recuperação do equilíbrio (TRE) e treinamento de força (TF) nos pré e pós-testes.

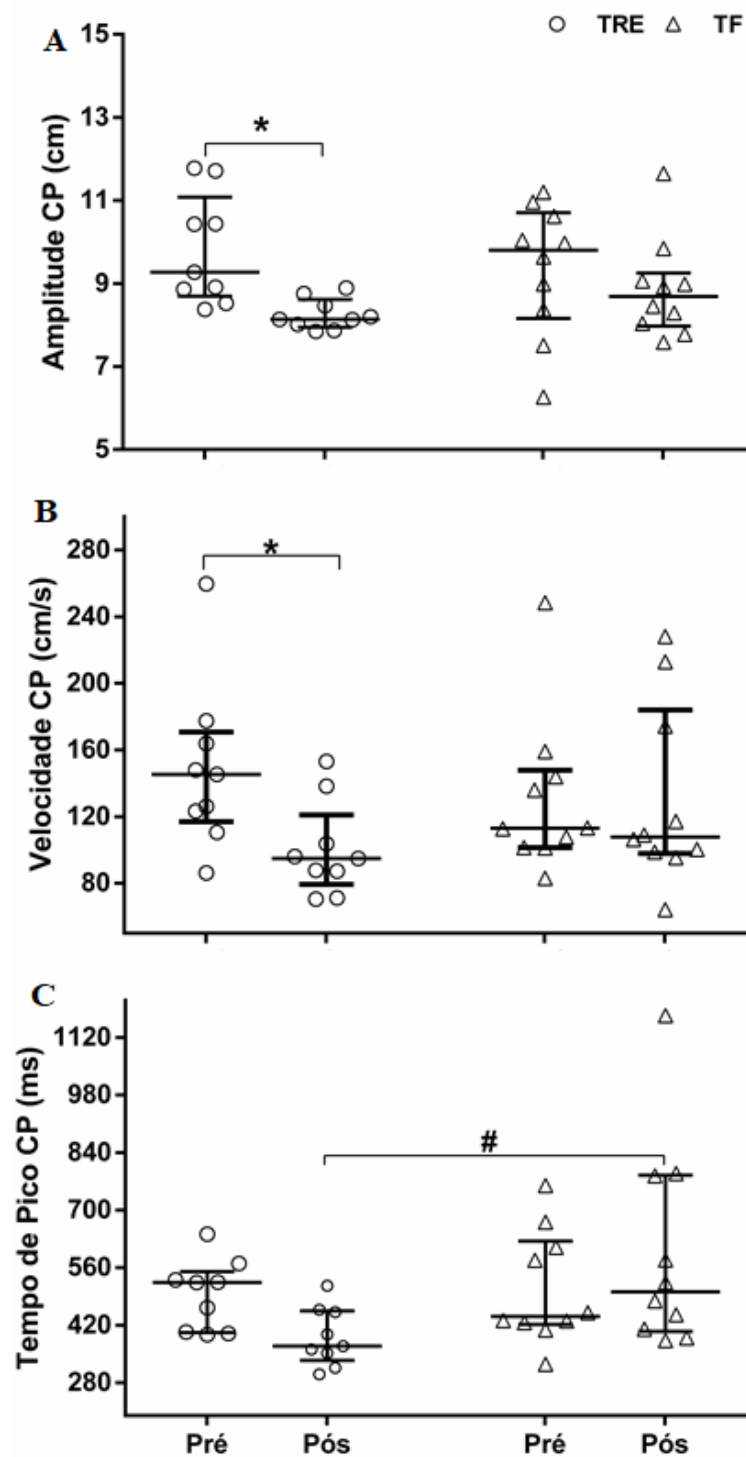


Figura 8. Mediana e primeiro e terceiro quartis, com valores individuais para o grupo treinamento de recuperação do equilíbrio (TRE) e grupo treinamento de força (TF) nos pré e pós-testes. Os resultados apresentados são para (A) amplitude de deslocamento do CP; (B) pico de velocidade do CP e (C) tempo de pico do CP. *Indica diferença significativa entre o pré e pós teste ($p < 0,05$). # Indica diferença significativa entre os grupos no pós-teste ($p < 0,05$).

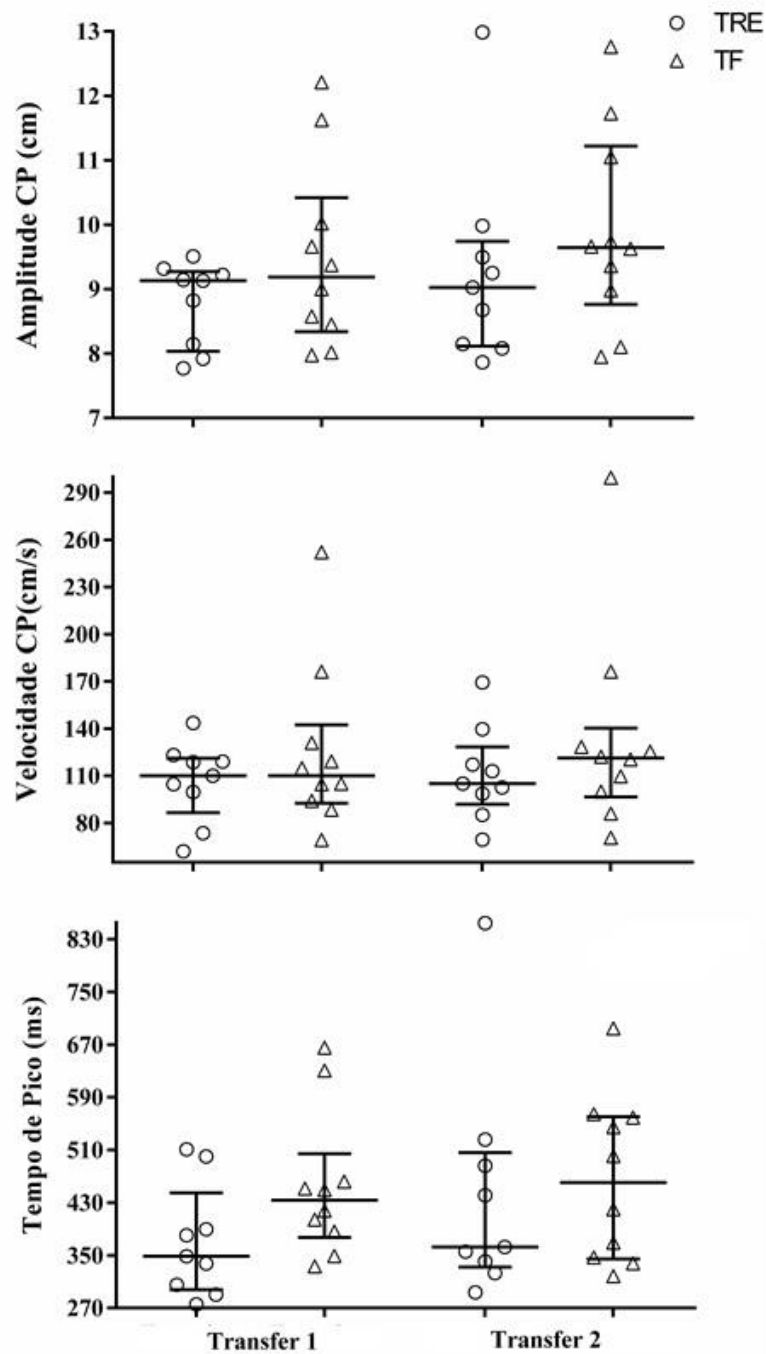


Figura 9. Mediana e primeiro e terceiro quartis, com valores individuais para o grupo treinamento de recuperação do equilíbrio (TRE) e grupo treinamento de força (TF) nos testes de transferência dual (Transfer 1) e alta velocidade (Transfer 2) no eixo mediolateral.

7.2.2.3 Amplitude de deslocamento linear de ombro e quadril

No eixo mediolateral não foram encontrados efeitos significantes entre os testes, para ambos os grupos. Também não foi encontrada diferença significativa entre os grupos no pós-teste (Figura 10).

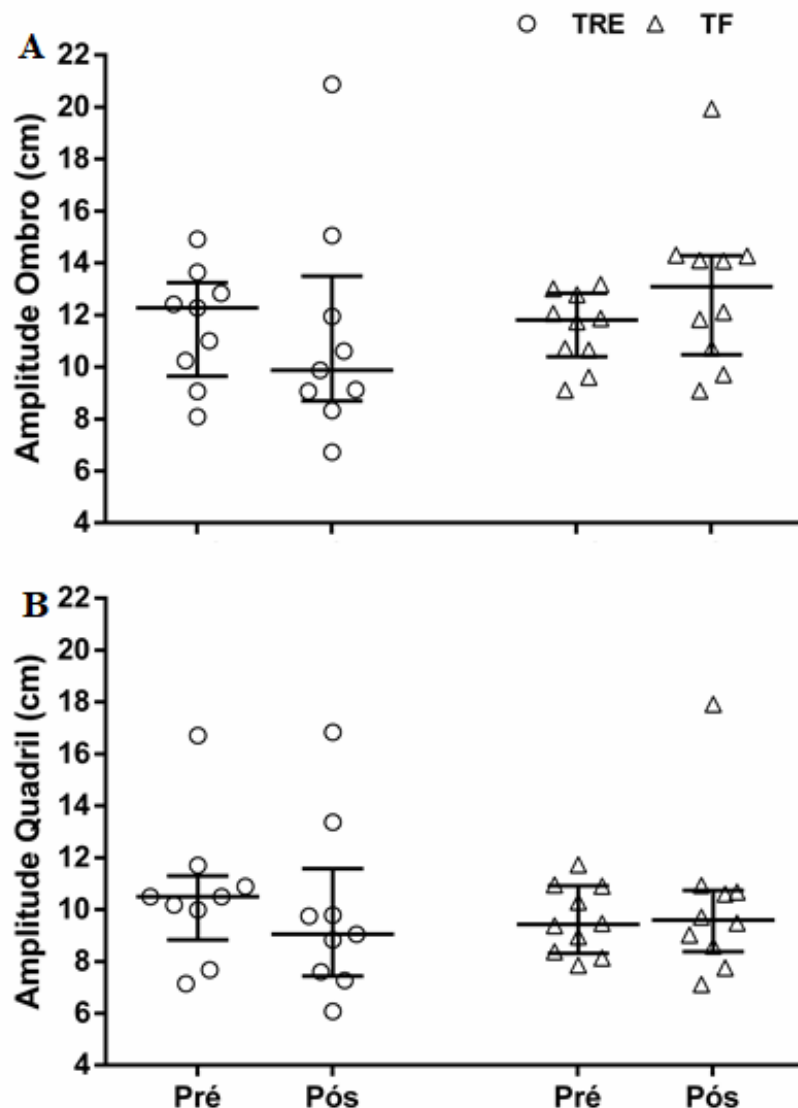


Figura 10. Mediana e primeiro e terceiro quartis, com valores individuais para o grupo treinamento de recuperação do equilíbrio (TRE) e grupo treinamento de força (TF) nos pré e pós-testes. Os resultados apresentados são para (A) deslocamento linear de ombro e (B) deslocamento linear de quadril.

7.2.3 Frequência de quedas

A análise de frequência absoluta de quase-quedas (soma dos eventos nos eixos anteroposterior e mediolateral) indicou 16 eventos (8 no eixo AP e 8 no ML) para o grupo TRE e 17 (10 no AP e 7 no ML) para o TF no pré-teste (Tabela 6). No pós-teste houve uma redução da frequência de ocorrência deste evento para o grupo TRE, que apresentou 7 (4 no AP e 3 no ML) episódios de quase-quedas, enquanto o TF apresentou 22 (13 no AP e 9 no ML).

A análise individual mostrou que no grupo TRE seis indivíduos responderam a tarefa com respostas do tipo *quase-queda*, já no pós-teste apenas dois continuaram apresentando esta

resposta. No grupo TF, no pré-teste seis indivíduos apresentaram quase- queda e no pós-teste cinco (sendo quatro os mesmos do pré-teste) participantes.

Tabela 6. Frequências absolutas e relativas de quase-quedas somadas nos eixos anteroposterior e mediolateral no pré-teste e pós-teste.

	TRE		TF	
	Pré-teste	Pós-teste	Pré-teste	Pós-teste
Frequência absoluta	16	7	17	22
Frequência relativa (%)	22	11	21	28

Nos testes de transferência, realizados no pós-teste, o grupo TRE apresentou 4 episódios de quase-queda (2 AP e 2 ML) na transferência dual e o grupo TF 10 (5 AP e 5 ML). Na transferência velocidade foram encontrados 3 eventos de quase-quedas no TRE (2 AP e 1 ML) e 12 no TF (6 AP e 6 ML) (Tabela 7). A análise por participante mostrou que do grupo TRE duas participantes apresentaram resposta de quase queda na dual e uma participante na velocidade. No grupo TF, foram quatro participantes que apresentaram a resposta de quase-quedas na dual e cinco na velocidade aumentada.

Tabela 7. Frequências absoluta e relativas de quase-quedas nos testes de transferência.

	TRE		TF	
	Dual	Velocidade	Dual	Velocidade
Frequência absoluta	4	3	10	12
Frequência relativa (%)	11	8	25	30

7.2.4 Resultados dos desfechos clínicos

Não houve diferenças significantes entre grupos para os desfechos clínicos no pré-teste.

7.2.4.1 Equilíbrio corporal: Mini-BESTest

A análise dos escores da Mini-BESTest mostrou aumento significativo dos valores de pós-teste (Mediana =23) em relação ao pré-teste (Mediana =20), $z = -2,18$, $p = 0,03$, $r = 0,52$, para o grupo TRE. O grupo TF não apresentou alteração significativa nos escores entre os testes: pré-teste (Mediana =23), pós-teste (Mediana =23), $z = -1,25$, $p = 0,21$, $r = 0,28$. Não houve diferenças significantes entre os grupos no pós-teste (Figura 11).

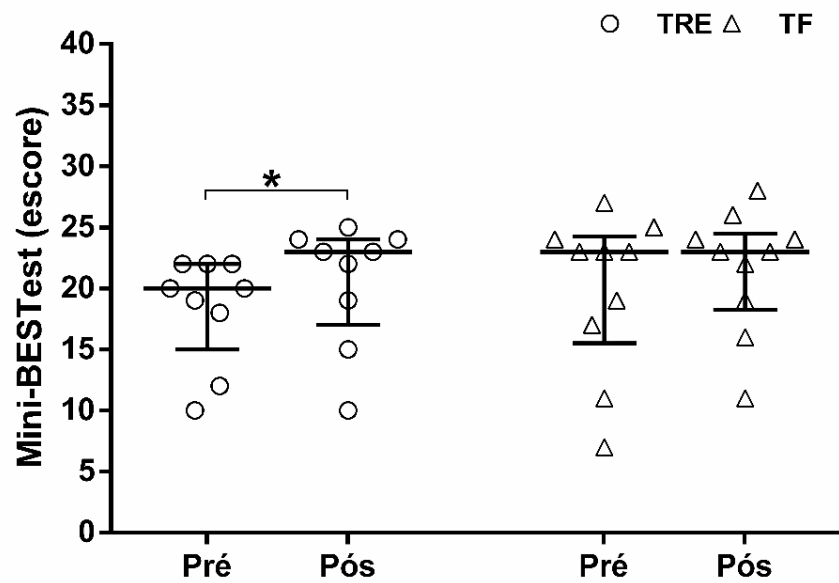


Figura 11. Mediana e primeiro e terceiro quartil, para os escores do Mini-Teste de Sistema de Avaliação do Equilíbrio (Mini-BESTest) nos pré e pós-testes, com valores individuais para o grupo treinamento de recuperação do equilíbrio (TRE) e grupo treinamento de força (TF). *Diferença entre o pré e pós-teste ($p < 0,05$).

7.2.4.2 Bloqueio de marcha

7.2.4.2.1 Questionário *New Freezing of Gait* (NFOG-Q)

A análise dos escores da NFOG-Q mostrou redução dos escores no pós-teste (Mediana =10) quando comparado ao pré-teste (Mediana =20) para o grupo TRE $z = - 2,68$, $p = 0,01$, $r = 0,72$. Para o grupo TF não foi observada diferença significativa entre os testes, $z = -1,47$, $p = 0,141$, $r = 0,33$. Não houve diferenças significantes entre os grupos no pós-teste (Figura 12).

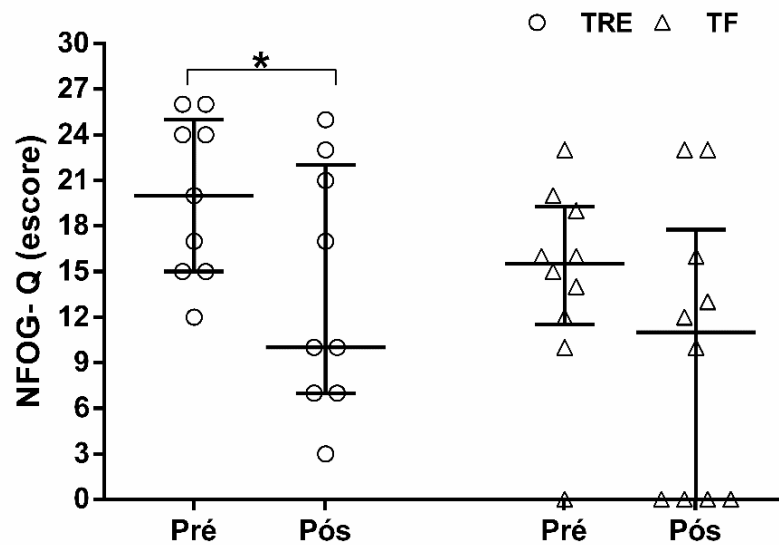


Figura 12. Mediana e primeiro e terceiro quartil, para os escores do questionário *New Freezing of Gait* (NFOG-Q) nos pré e pós-testes, com valores individuais para o grupo treinamento de recuperação do equilíbrio (TRE) e grupo treinamento de força (TF). *Diferença entre o pré e pós teste ($p < 0,05$).

7.2.4.2.2 Índice de bloqueio de marcha (iBM)

A análise do iBM indicou que o grupo TF apresentou redução significativa nos valores de pós-teste (Mediana =2,29) quando comparado ao pré-teste (Mediana =5,64) $z = -2,70$, $p = 0,01$, $r = 0,62$. O grupo TRE apresentou diferenças não-significantes entre os testes: pré-teste (Mediana =3,14), pós-teste (Mediana =2,62). Não houve diferença significativa entre os grupos no pós-teste (Figura 13).

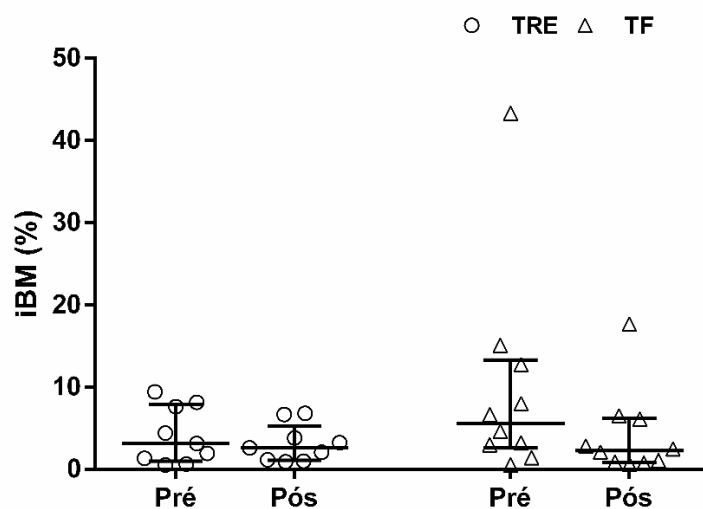


Figura 13. Mediana e primeiro e terceiro quartil, para os valores do índice de bloqueio da marcha (iBM), durante o teste do giro no lugar, nos pré e pós-testes, com valores individuais para o grupo treinamento de recuperação do equilíbrio (TRE) e grupo treinamento de força (TF).

7.2.4.3 Sintomas motores: escala UPDRS-III

A análise dos escores da UPDRS-III não mostrou diferenças significantes para ambos os grupos. Também não foi encontrada diferença significativa entre os grupos no pós-teste (Figura 14).

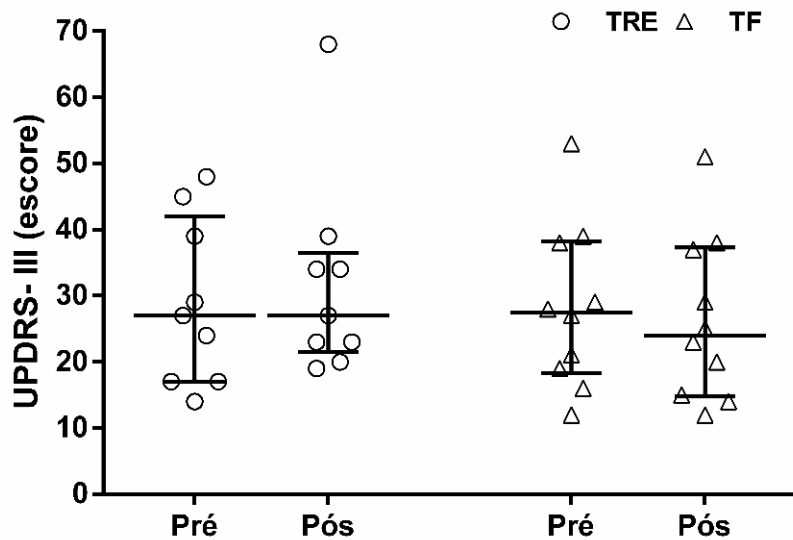


Figura 14. Mediana e primeiro e terceiro quartil, para os escores da parte III da Escala Unificada de Avaliação da Doença de Parkinson (UPDRS-III) nos pré e pós-testes, com valores individuais para o grupo treinamento de recuperação do equilíbrio (TRE) e grupo treinamento de força (TF).

7.2.4.4 Medo de cair: escala FES-I

Não foram encontradas diferenças significantes entre os testes nas análises dos escores da FES-I, porém ambos os grupos apresentaram valores descritivamente mais baixos da pontuação no pós-teste: TRE (Mediana =40) TF (Mediana =29), em relação ao pré-teste: TRE (Mediana =44) e TF (Mediana =36). Não houve diferença significativa entre os grupos no pós-teste (Figura 15).

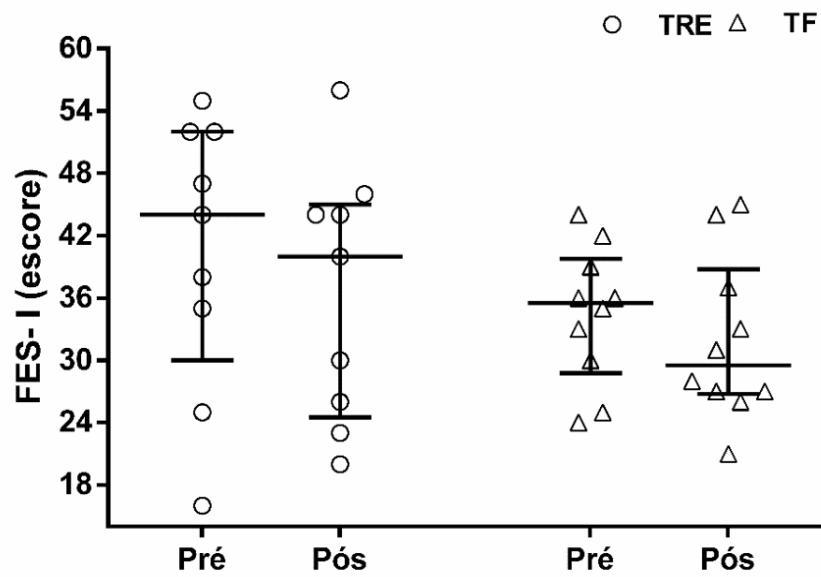


Figura 15. Mediana e primeiro e terceiro quartis, para os escores da Escala Internacional de Eficácia de Quedas (FES-I) nos pré e pós-testes, com valores individuais para o grupo treinamento de recuperação do equilíbrio (TRE) e grupo treinamento de força (TF). *Diferença entre o pré e pós teste ($p < 0,05$).

7.2.4.5 Mobilidade: TUG simples e com dupla tarefa

Não foram encontradas diferenças significantes para os valores do TUG simples entre os testes para ambos os grupos, assim como não houve diferença significativa entre os grupos no pós-teste (Figura 16A). A análise do TUG com dupla tarefa não indicou diferença entre os testes para ambos os grupos, também não foi encontrada diferença entre os grupos no pós-teste (Figura 16B).

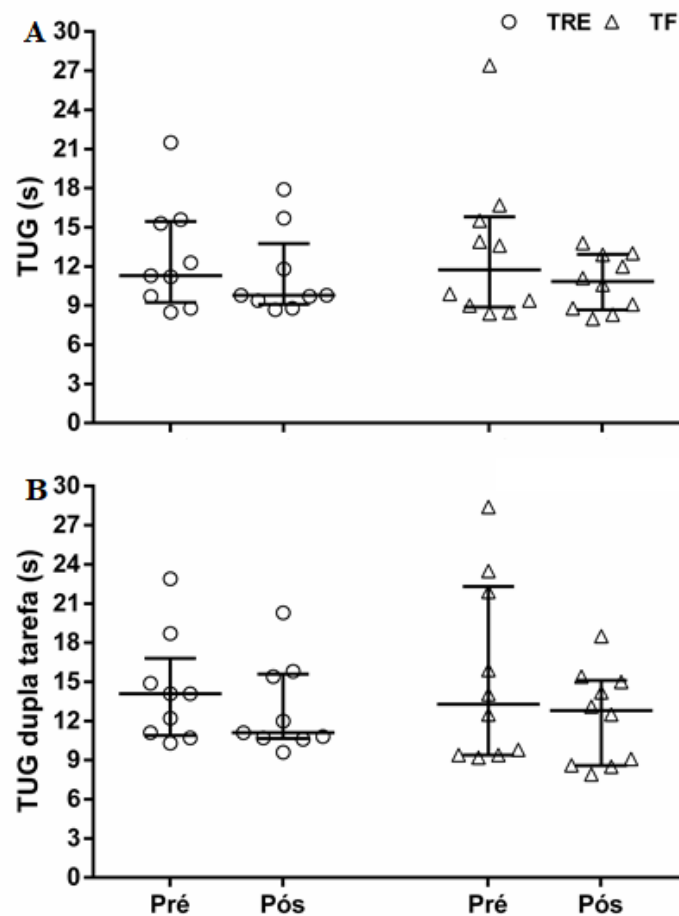


Figura 16. Mediana e primeiro e terceiro quartis, para os valores de tempo para completar o teste (A) *timed up and go* simples (TUG) e (B) *timed up and go* com dupla tarefa nos pré e pós-testes, com valores individuais para o grupo treinamento de recuperação do equilíbrio (TRE) e grupo treinamento de força (TF).

7.2.4.6 Ansiedade e depressão: Escala hospitalar de ansiedade e depressão (HADS)

A análise dos escores da HADS não mostrou diferenças significantes no pós-teste para escala global e subescalas, embora ambos os grupos tenham apresentado diminuição no nível descritivo na pontuação de pós-teste (TRE [Mediana =11], TF [Mediana =12]) em relação ao pré-teste (TRE [Mediana =16], TF [Mediana =13]). Não houve diferença significativa entre os grupos no pós-teste (Figura 17).

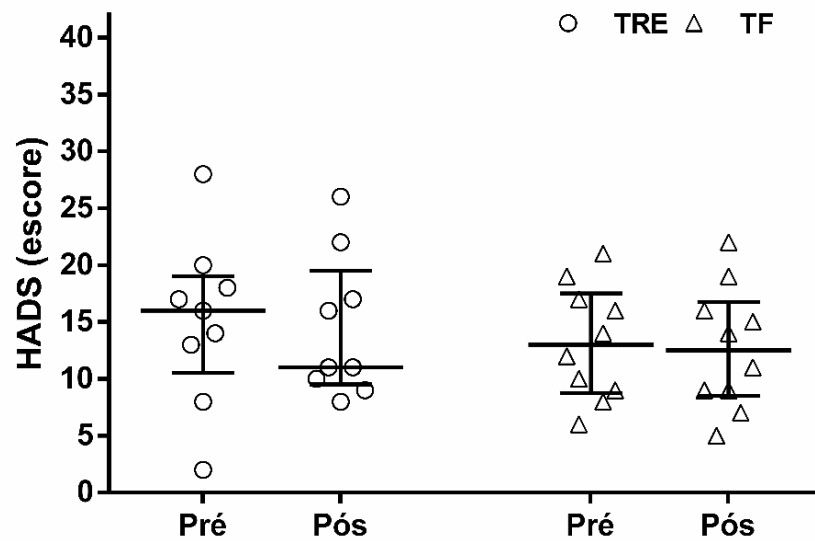


Figura 17. Mediana e primeiro e terceiro quartis, para os escores da Escala Hospitalar de Ansiedade e Depressão (HADS) nos pré e pós-testes, com valores individuais para o grupo treinamento de recuperação do equilíbrio (TRE) e grupo treinamento de força (TF).

7.3 Efeitos de longo prazo (retenção)

Não houve diferenças entre grupos para os desfechos primários no pré-teste, exceto para pico de velocidade do CP no eixo anteroposterior.

7.3.1 Avaliação da estabilidade da resposta postural automática: eixo anteroposterior

7.3.1.1 Categorização das respostas posturais

A análise descritiva de movimentos compensatórios a perturbações no eixo anteroposterior mostrou que ambos os grupos aumentaram as respostas da categoria *imóvel* e diminuíram as do tipo *passo*. Para membros superiores, ambos reduziram as respostas tipo *imóvel* e aumentaram *pequena elevação*. Porém, comparação entre os grupos mostra na retenção o grupo TRE apresentou mais respostas com base de suporte fixa do que o TF. A Tabela 8 mostra a frequência absoluta e relativa de cada categoria de movimentos compensatórios por grupo.

Tabela 8. Frequência absoluta e relativa de movimentos compensatórios para perturbações no eixo AP.

		TRE		TF	
		Pré-teste (n/%)	Retenção (n/%)	Pré-teste (n/%)	Retenção (n/%)
Membros superiores	Imóvel	26/46	23/41	43/77	32/57
	Pequena elevação dos braços	0/0	6/11	1/2	5/9
	Elevação dos braços	23/41	23/41	3/5	10/18
Membros inferiores	Imóvel	34/61	43/77	32/57	36/64
	Pequeno deslocamento	1/2	0/0	0/0	0/0
	Passo	14/25	9/16	15/27	11/20

Nota: TRE= treinamento de recuperação do equilíbrio; TF: treinamento de força; n: frequência absoluta; %: frequência relativa. Foram analisados 14 indivíduos (7 em cada grupo). O total de respostas para cada grupo em cada teste são 56 perturbações.

7.3.1.2 Análise do centro de pressão

No eixo anteroposterior não foram encontrados efeitos significantes entre os testes para ambos os grupos quando comparado pré-teste X retenção. Embora o grupo TRE tenha apresentado redução, não significante, dos valores de pico de velocidade do CP (pré-teste: Mediana =125,07 x retenção: Mediana =122,37) e do tempo de pico do CP (pré-teste: Mediana =534,50x retenção: Mediana =429,13). Na comparação entre os grupos, foram encontrados valores significantemente menores de pico de velocidade do CP, na retenção, para o grupo TRE, $U = 8,00$, $p = 0,04$, $r = 0,56$ (Figura 18).

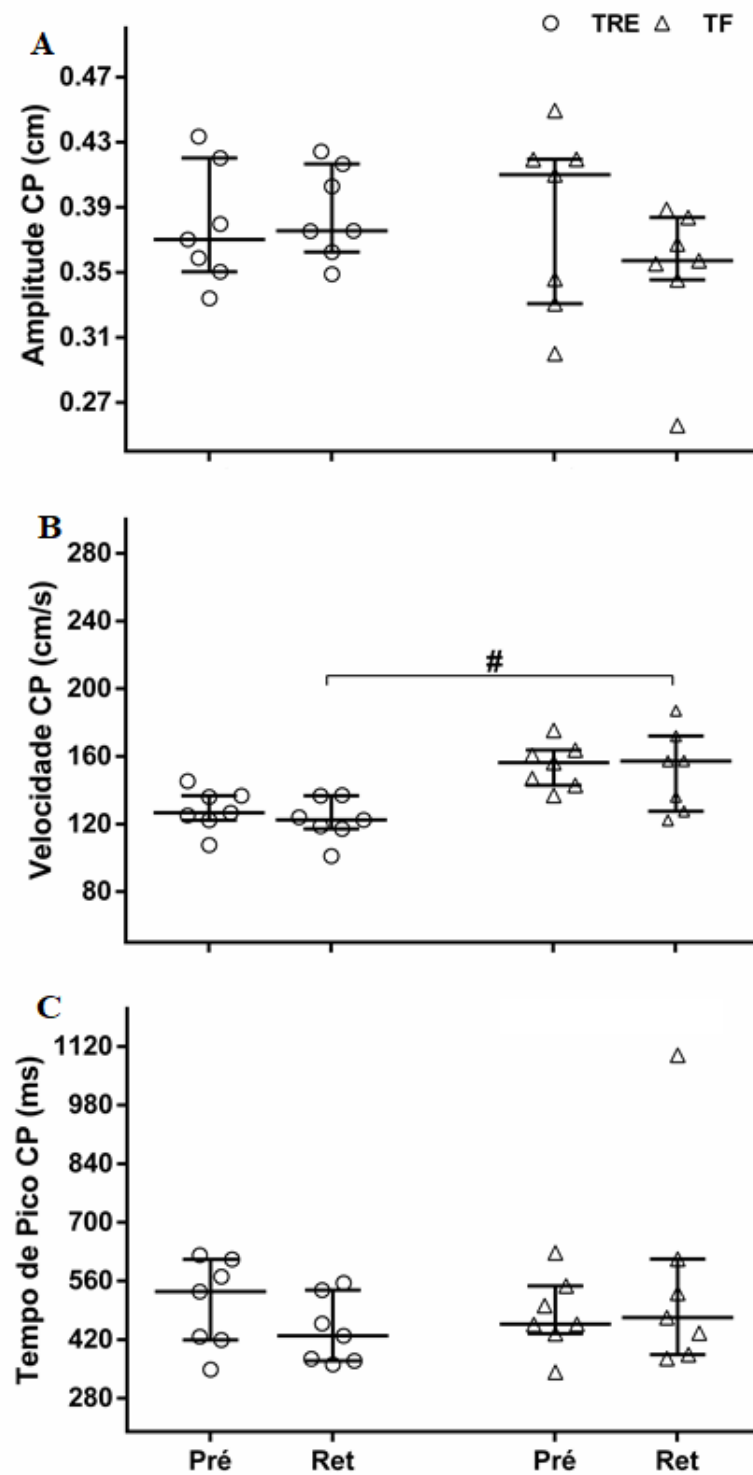


Figura 18. Mediana e primeiro e terceiro quartis, com valores individuais para o grupo treinamento de recuperação do equilíbrio (TRE) e grupo treinamento de força (TF) nos pré e retenção. Os resultados apresentados são para (A) amplitude de deslocamento do CP; (B) pico de velocidade do CP e (C) tempo de pico do CP. # Indica diferença significativa entre os grupos na retenção ($p < 0,05$).

7.3.1.3 Amplitude de deslocamento linear de ombro e quadril

Análise de deslocamento linear de ombro e quadril no eixo anteroposterior não mostrou diferenças significantes entre os testes para ambos os grupos, assim como não houve diferença significativa entre os grupos na retenção (Figura 19).

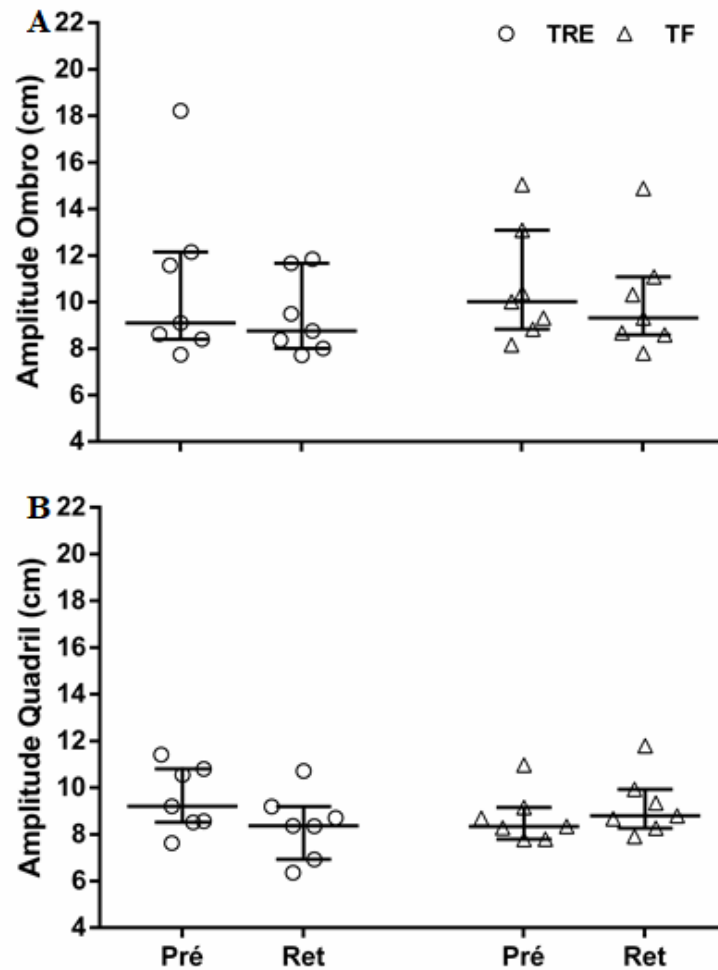


Figura 19. Mediana e primeiro e terceiro quartis, com valores individuais para o grupo treinamento de recuperação do equilíbrio (TRE) e grupo treinamento de força (TF) nos pré e retenção. Os resultados apresentados são para (A) deslocamento linear de ombro; (B) deslocamento linear de quadril.

7.3.2 Avaliação da estabilidade da resposta postural automática: eixo mediolateral

7.3.2.1 Categorização das respostas posturais

Na retenção em comparação ao pré-teste, a análise de movimentos compensatórios a perturbações no eixo mediolateral mostrou que o grupo TRE apresentou aumento das respostas

de *pequena elevação* e *elevação* em membros superiores, aumento de *imóvel* e *pequeno deslocamento*, diminuição de *passo único* e *múltiplos*. Por sua vez, o grupo TF apresentou diminuição de *imóvel* e aumento de *pequena elevação* em membros superiores, aumento de *imóvel* e diminuição de *múltiplos passos*. Comparação entre grupos maior número de respostas *imóvel*, *pequeno deslocamento*, *passo único* e *múltiplos passos* para o grupo TRE, enquanto o grupo TF apresentou maior número de *quase-quedas* (ver item 7.3.3). A Tabela 9 mostra frequências absolutas e relativas de cada categoria de movimento compensatório por grupo.

Tabela 9. Frequência absoluta e relativa de movimentos compensatórios para perturbações no eixo ML.

		TRE		TF	
		Pré-teste (n/%)	Retenção (n/%)	Pré-teste (n/%)	Retenção (n/%)
Membros superiores	Imóvel	25/45	19/34	30/54	21/38
	Pequena elevação dos braços	2/4	4/7	3/5	11/20
	Elevação dos braços	23/41	32/57	18/32	15/27
Membros inferiores	Imóvel	12/21	21/38	14/25	17/30
	Pequeno deslocamento	15/27	19/34	15/27	16/29
	Apoio unipodal	9/16	6/11	10/18	9/16
	Passo único	11/20	7/13	11/20	5/9
	Múltiplos passos	3/5	2/4	1/2	0/0

Nota: TRE= treinamento de recuperação do equilíbrio; TF: treinamento de força; n: frequência absoluta; %: frequência relativa. Foram analisados 14 indivíduos (7 em cada grupo). O total de respostas para cada grupo em cada teste são 56 perturbações.

7.3.2.2 Análise do centro de pressão

A análise da amplitude de deslocamento do CP indicou que o grupo TRE apresentou valores significativamente menores de amplitude de deslocamento do CP na retenção (Mediana =8,60cm) quando comparado aos valores do pré-teste (Mediana =9,27cm) $z = -2,20$, $p = 0,03$, $r = 0,59$ (Figura 20A). A análise do pico de velocidade de deslocamento do CP também indicou que o grupo TRE apresentou valores significativamente menores na retenção (Mediana =113,65cm/s) do que no pré-teste (Mediana =145,37cm/s) $z = -2,37$, $p = 0,02$, $r = 0,63$ (Figura 20B). A análise de tempo de pico indicou que para o grupo TRE houve diminuição significativa dos valores de retenção (Mediana =382,50ms) X pré-teste (Mediana = 523,88ms) $z = -2,20$, $p = 0,03$, $r = 0,59$. Para o grupo TF não foram observadas diferenças significantes entre os testes.

Na comparação entre os grupos, foram encontrados valores significativamente menores no pós-teste para o grupo TRE, $U = 7,00$, $p = 0,03$, $r = 0,60$ (Figura 20C).

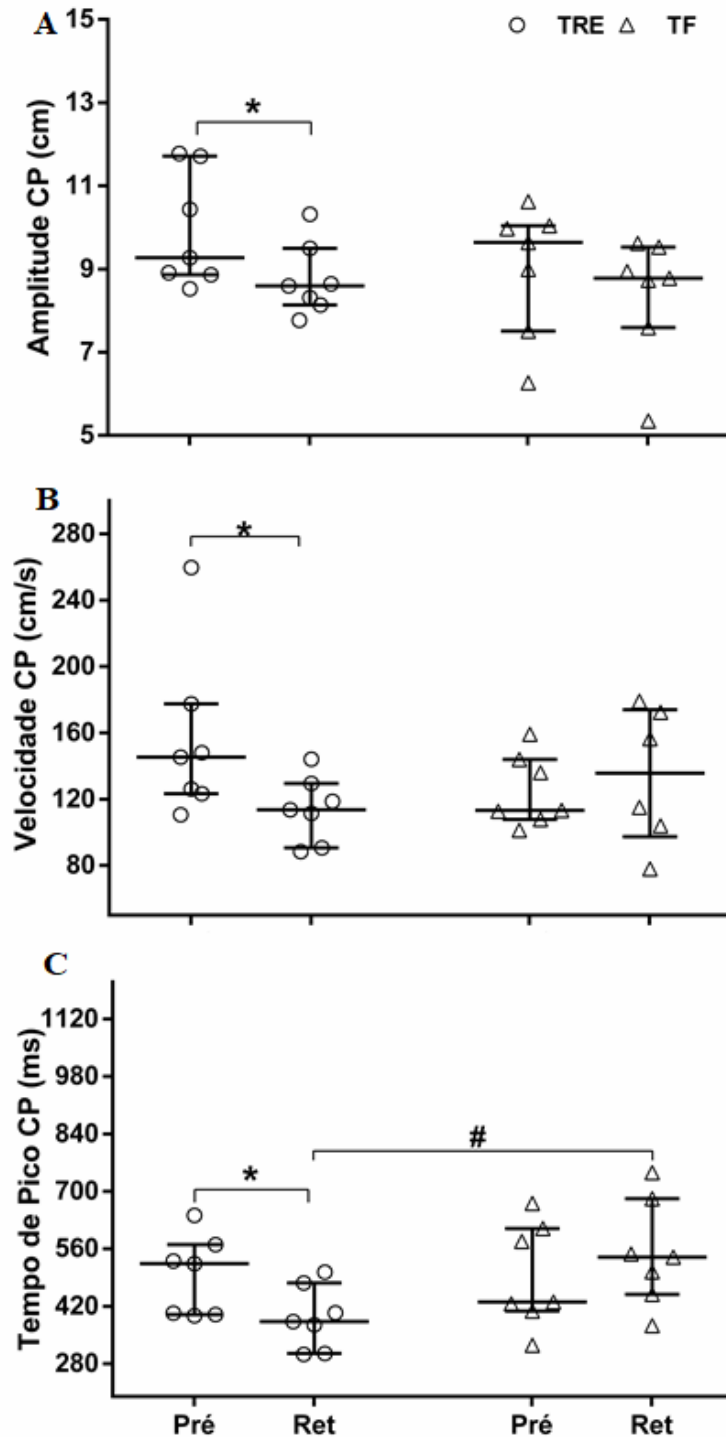


Figura 20. Mediana e primeiro e terceiro quartis, com valores individuais para o grupo treinamento de recuperação do equilíbrio (TRE) e grupo treinamento de força (TF) nos pré e retenção. Os resultados apresentados são para (A) amplitude de deslocamento do CP; (B) pico de velocidade do CP e (C) tempo de pico do CP. *Indica diferença significativa entre o pré e retenção ($p < 0,05$). # Indica diferença significativa entre os grupos na retenção ($p < 0,05$).

7.3.2.3 Amplitude de deslocamento linear de ombro e quadril

Análise de deslocamento linear de ombro e quadril no eixo mediolateral não mostrou diferenças significantes entre os testes para ambos os grupos, assim como não houve diferença significativa entre os grupos na retenção (Figura 21).

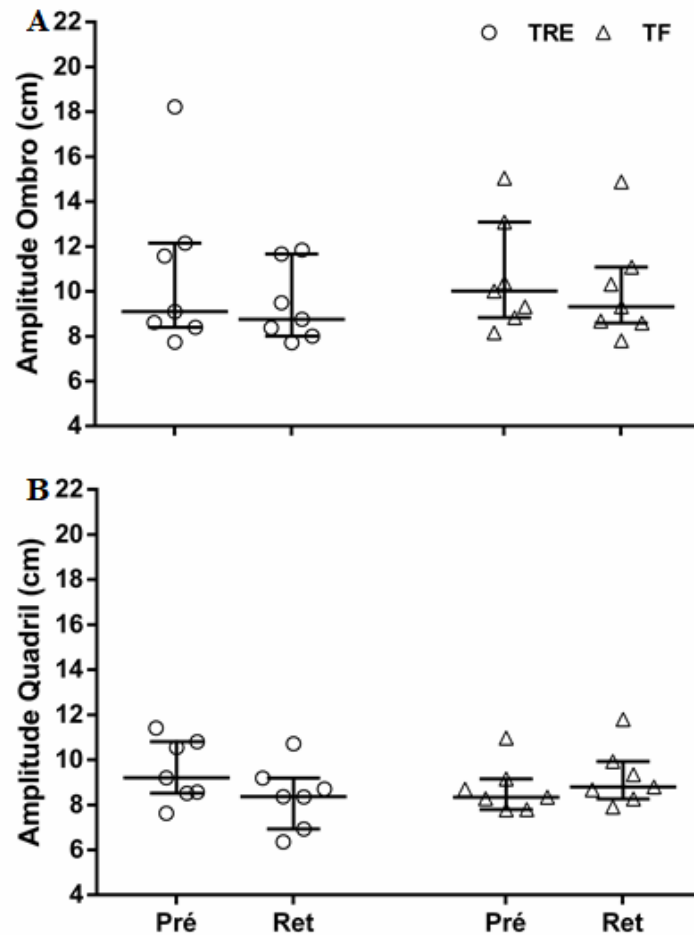


Figura 21. Mediana e primeiro e terceiro quartis, com valores individuais para o grupo treinamento de recuperação do equilíbrio (TRE) e grupo treinamento de força (TF) nos pré e retenção. Os resultados apresentados são para (A) deslocamento linear de ombro; (B) deslocamento linear de quadril.

7.3.3 Frequência de quedas

No teste de retenção o grupo TRE apresentou 5 quedas (4 no AP e 1 no ML) e o TF apresentou 18 (9 em cada eixo). A tabela 10 apresenta as frequências absoluta e relativa. A análise individual de cada participante mostrou que no pré-teste cinco participantes do grupo TRE e quatro participantes do grupo TF responderam com quase queda, na retenção esta resposta foi utilizada por um participante do grupo TRE e cinco do grupo TF.

Tabela10. Frequência absoluta e relativa dos eventos de quase-quedas somadas nos eixos anteroposterior e mediolateral no pré-teste e retenção.

	TRE		TF	
	Pré-teste	Retenção	Pré-teste	Retenção
Frequência absoluta	13	5	14	18
Frequência relativa (%)	23	9	25	32

7.3.4 Resultados dos desfechos clínicos

7.3.4.1 Equilíbrio corporal: Mini-BESTest

A análise dos escores da Mini-BESTest mostrou aumento significativo dos valores de retenção (Mediana =22) em relação ao pré-teste (Mediana =20), $z = -2,21$, $p = 0,03$, $r = 0,59$, para o grupo TRE. O grupo TF não apresentou alteração significativa nos escores entre os testes: pré-teste (Mediana =23), retenção (Mediana =24), $z = -1,84$, $p = 0,07$, $r = 0,49$. Não houve diferenças significantes entre os grupos na retenção (Figura 22).

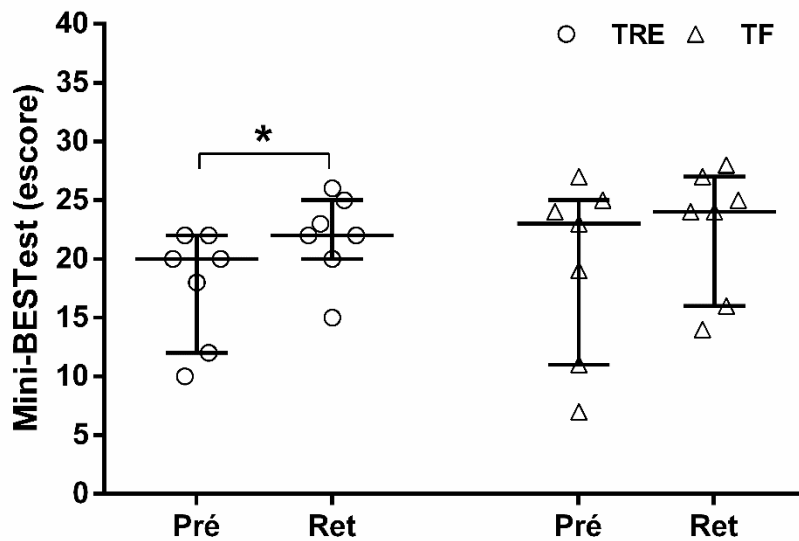


Figura 22. Mediana e primeiro e terceiro quartis, para os escores do Mini-BESTeste de Sistema de Avaliação do Equilíbrio (Mini-BESTest) nos pré-teste e retenção, com valores individuais para o grupo treinamento de recuperação do equilíbrio (TRE) e grupo treinamento de força (TF). *Indica diferença significativa entre o pré-teste e retenção ($p < 0,05$).

7.3.4.2 Bloqueio de marcha

7.3.4.2.1 Questionário *New freezing of gait* (NFOG-Q)

A análise dos escores da NFOG-Q mostrou redução dos escores na retenção para ambos os grupos quando comparado ao pré-teste, TRE pré (Mediana =17) X retenção (Mediana= 13), $z = -2,39$, $p = 0,02$, $r = 0,64$, TF pré (Mediana =16) X retenção (Mediana =9), $z = -2,02$, $p = 0,04$, $r = 0,54$. Não houve diferenças significantes entre os grupos na retenção (Figura 23).

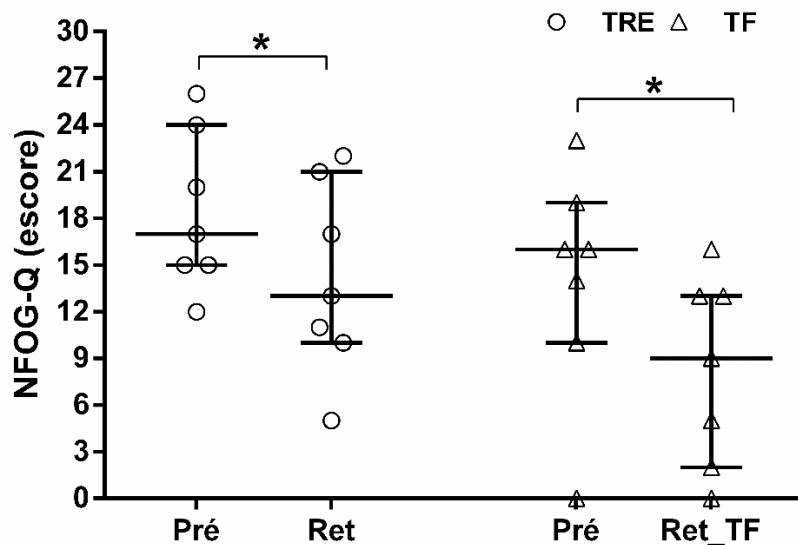


Figura 23. Mediana e primeiro e terceiro quartil, para os escores do *New Freezing of Gait Questionnaire* (NFOG-Q) nos pré-teste e retenção com valores individuais para o grupo treinamento de recuperação do equilíbrio (TRE) e grupo treinamento de força (TF). *Indica diferença significativa entre o pré-teste e retenção ($p < 0,05$).

7.3.4.2.2 Índice de Bloqueio da Marcha

Não foi possível realizar esta análise na retenção devido quebra do equipamento.

7.3.4.3 Sintomas motores: escala UPDRS-III

A análise dos escores da UPDRS-III não mostrou diferença significativa para ambos os grupos. Também não foi encontrada diferença significativa entre os grupos na retenção (Figura 24).

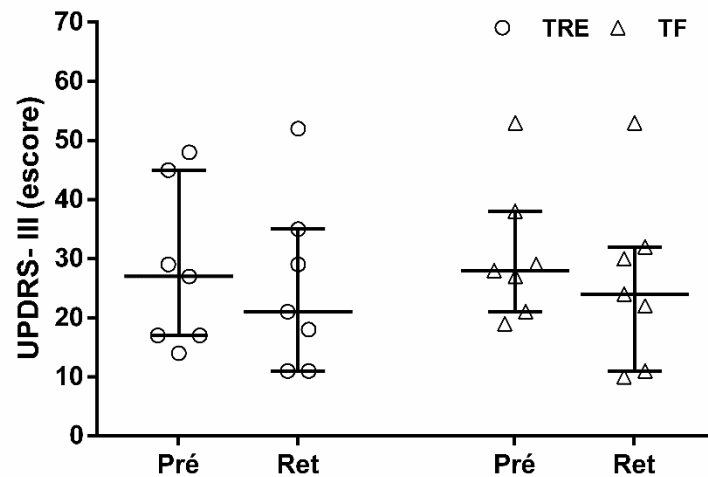


Figura 24. Mediana e primeiro e terceiro quartis, para os escores da parte III da Escala Unificada de Avaliação da Doença de Parkinson (UPDRS-III) nos pré-teste e retenção, com valores individuais para o grupo treinamento de recuperação do equilíbrio (TRE) e grupo treinamento de força (TF).

7.3.4.4 Medo de cair: escala FES-I

A análise dos escores da FES-I mostrou redução dos escores na retenção (Mediana = 38) quando comparado ao pré-teste (Mediana = 44) para o grupo TRE $z = -2,12$, $p = 0,03$, $r = 0,57$. Para o TF não foi observada diferença significativa entre os testes, $z = -1,71$, $p = 0,09$, $r = 0,46$. Não houve diferenças significativas entre os grupos na retenção (Figura 25).

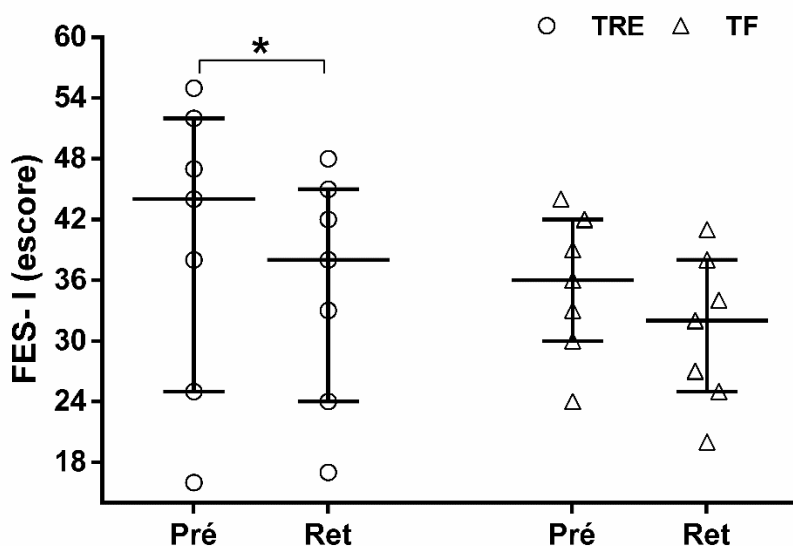


Figura 25. Mediana e primeiro e terceiro quartis para os escores da Escala Internacional de Eficácia de Quedas (FES-I) nos pré-teste e retenção, com valores individuais para o grupo treinamento de recuperação do equilíbrio (TRE) e grupo treinamento de força (TF). *Indica diferença significativa entre o pré e a retenção ($p < 0,05$).

7.2.2.2.5 Mobilidade: *timed up and go* (TUG)

Não foram encontradas diferenças significantes para os valores do TUG simples entre os testes para ambos os grupos, assim como não houve diferença significativa entre os grupos no pós-teste (Figura 26A). A análise do TUG com dupla tarefa não indicou diferença entre os testes para ambos os grupos, também não foi encontrada diferença entre os grupos na retenção (Figura 26B).

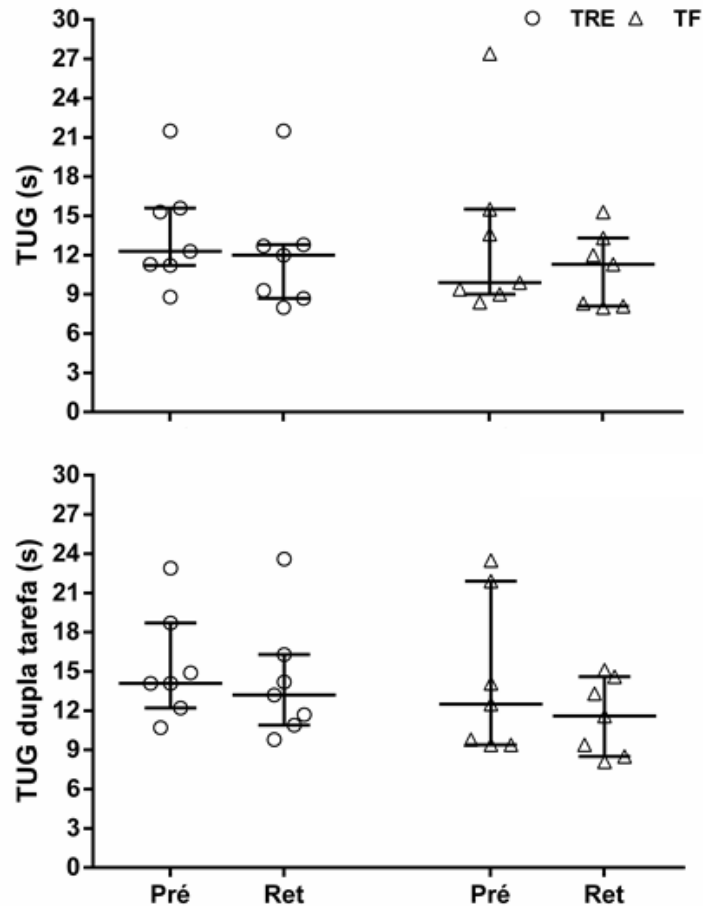


Figura 26. Mediana e primeiro e terceiro quartis para os valores de tempo para completar o teste (A) *timed up and go* simples (TUG) e (B) *timed up and go* com dupla tarefa nos pré-teste e retenção, com valores individuais para o grupo treinamento de recuperação do equilíbrio (TRE) e grupo treinamento de força (TF).

7.3.4.6 Ansiedade e depressão: Escala hospitalar de ansiedade e depressão (HADS)

A análise dos escores da HADS mostrou redução significativa dos escores global na retenção (Mediana = 10) quando comparado ao pré-teste (Mediana = 17) para o grupo TF $z = -2,06$, $p = 0,04$, $r = 0,56$. Para o TRE não foi observada diferença significativa entre os testes, $z = -1,20$, $p = 0,23$, $r = 0,32$. Não houve diferenças significantes entre os grupos na retenção (Figura 27).

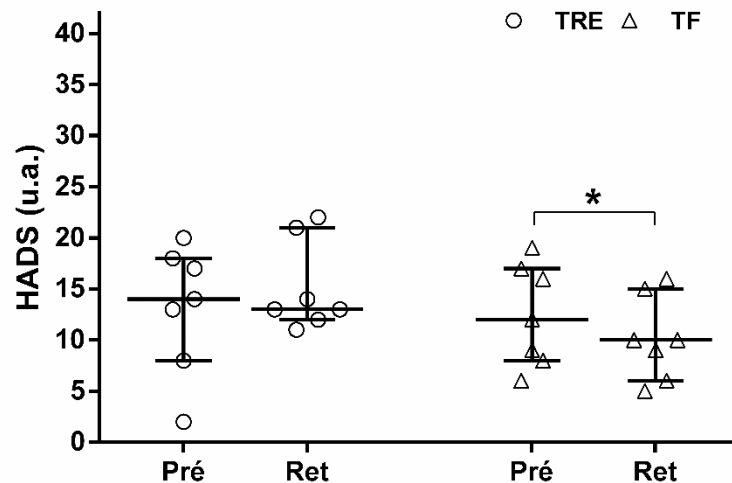


Figura 27. Mediana e primeiro e terceiro quartis para os escores da Escala Hospitalar de Ansiedade e Depressão (HADS) nos pré-teste e retenção, com valores individuais para o grupo treinamento de recuperação do equilíbrio (TRE) e grupo treinamento de força (TF). *Indica diferença significativa entre o pré e retenção ($p < 0,05$).

7.4 Análise de confiabilidade

Na avaliação de confiabilidade intra-examinador as proporções de concordância entre as avaliações (dia 1 e dia 2) foram: para membros superiores = 97,08% e membros inferiores = 95,83%. A análise Kappa de Cohen mostrou coeficiente de 0,94 e 0,95 para braços e pernas, respectivamente, considerados coeficientes de concordância muito altos (0,81-1,0) (J Cohen, 1960). Os resultados são apresentados na Tabela 11.

Tabela 11. Análise Kappa de Cohen para confiabilidade intra-examinador

Confiabilidade intra-examinador (Dia1x Dia2)				
	Δ Kappa	Kappa Global	Z	EP Global
Membros superiores	0.88-0.98	0.95	217,82	0.04
Membros inferiores	0.89-1.00	0.94	285,82	0.03

8. Discussão

O presente estudo avaliou os efeitos de curto e de longo prazo de um treinamento de recuperação do equilíbrio corporal através de perturbações externas imprevisíveis na capacidade de recuperação da estabilidade postural em indivíduos com BMDP. Nossas hipóteses eram de que o treinamento por perturbações posturais imprevisíveis leva a (H1) aumento da estabilidade de movimentos compensatórios, (H2) redução de quedas experimentais, e (H3) aumento de estabilidade de respostas posturais automáticas. Também

foram avaliados potenciais benefícios adicionais do treinamento por perturbações posturais, com particular destaque para incidência de bloqueio de marcha no cotidiano.

Em relação aos nossos desfechos primários, os resultados mostraram que 8 sessões de treinamento de recuperação do equilíbrio por perturbações levaram à redução da frequência de quedas experimentais tanto nos testes específicos. Estes resultados foram associados movimentos compensatórios mais estáveis e aumento da estabilidade RPAs, como indicado pelas seguintes variáveis: redução de amplitude de deslocamento, pico de velocidade e tempo de pico do CP, deslocamento linear de ombro e deslocamento linear de quadril. Os efeitos de treinamento para as variáveis amplitude de deslocamento do CP, pico de velocidade do CP e tempo de pico do CP, no plano frontal, e a melhora descritiva dos movimentos compensatórios e da redução de quedas foram mantidos no teste de retenção realizado 1 mês após o término do treino. Por outro lado, os participantes submetidos ao treinamento de força (controle ativo) não apresentaram alterações significativas em nenhum destes parâmetros. Com relação aos desfechos secundários, houve melhora das escalas clínicas Mini-BESTest, NFOG-Q e FES-I para o grupo TRE, enquanto o TF apresentou melhora do BM na tarefa de giro no lugar (iBM), no NFOG-Q e na HADS. A magnitude dos efeitos do treinamento do grupo TRE (ver Tabela 12 com tamanho dos efeitos) indica a importância do treinamento por perturbações, visto que este grupo apresentou tamanhos de efeito consideravelmente grandes em diversas variáveis, que persistiram após o fim de um treinamento de relativamente curto de oito sessões.

Respostas posturais automáticas a uma perturbação imprevisível exigem ativação sinérgica de grupos musculares e combinação de movimentos articulares para que ocorra a manutenção do equilíbrio. Estudos mostram que grupos musculares de braços, pernas, tronco, pés e mãos podem atuar nos ajustes posturais dependendo da região do corpo em contato com o ambiente e das exigências biomecânicas do equilíbrio (veMacpherson & Horak, 2014; Schoneburg et al., 2013). Até onde sabemos, nosso estudo é o primeiro que descreve os movimentos compensatórios de braços e pernas utilizados para recuperação do equilíbrio após perturbações externas no eixo anteroposterior e mediolateral em indivíduos com BMDP. Estudos precedentes avaliaram, o passo em resposta a perturbações no eixo anteroposterior (Peterson et al., 2016; Smulders et al., 2014) e um estudo caracterizou as respostas no eixo mediolateral (King & Horak, 2008), observando apenas os movimentos compensatórios de membros inferiores.

King e Horak (2008) compararam as estratégias de passo lateral para correção postural após translações da base de suporte entre indivíduos com DP (em estado *On* e *Off*) e controles pareados por idade. Os resultados indicaram que os participantes com DP empregaram

estratégias semelhantes aos controles, porém apresentaram maior variabilidade em suas escolhas. Esta variabilidade na seleção de estratégia acarretou maior número de quedas para o grupo DP, uma vez que as respostas eram mais lentas e ineficientes, principalmente quando tentavam responder a perturbação permanecendo no lugar. Nossa análise pré-teste corrobora estes resultados ao mostrar que os indivíduos com BMDP apresentaram diversidade na seleção dos movimentos compensatórios nos dois eixos analisados. Porém, um ponto de destaque é que, sustentando nossa hipótese de que um treinamento baseado em perturbações repetidas e imprevisíveis melhora a estabilidade nos movimentos compensatórios, nossos resultados sugerem que a seleção adequada de movimentos compensatórios a uma perturbação postural pode ser melhorada por treinamento.

Contrapondo um estudo que mostrou capacidade reduzida de aprendizado motor postural em indivíduos com BMDP (Peterson & Horak, 2016), nossos participantes mostraram capacidade de treinar suas respostas, melhorando a flexibilidade dos ajustes e com isto a estabilidade postural. Esta diferença nos resultados pode ter acontecido devido à frequência de treinamento. Em nosso trabalho, os participantes passaram por 8 sessões de treino enquanto no estudo de Peterson e Horak (2016) o treinamento foi aplicado em sessão única. Na avaliação da estabilidade lateral, o grupo TRE apresentou respostas mais estáveis no pós-teste e na retenção. Após o treino, o TRE respondeu a perturbações com pequenos deslocamentos dos pés e com respostas no lugar, não necessitando aumentar muito a base de suporte. Outro ponto é que eles exploraram mais o uso dos braços, com movimentos de abdução dos ombros, para recuperar o equilíbrio, dispensando movimentos de preensão que são os mais utilizados por idosos em risco de quedas (Maki, Edmondstone, & McIlroy, 2000). No plano sagital também houve redução do número de quase-quedas e respostas de passo, e aumento das respostas no lugar. Similarmente aos nossos resultados, Peterson et al. (2016) mostraram que o protocolo de perturbações da postura ereta com deslocamento não-antecipado da base de suporte para frente e para trás, em sessão única em indivíduos com DP, gerou adaptações de respostas reativas semelhantes àquelas observadas em indivíduos típicos, incluindo ganhos de margem de estabilidade e redução do número de passos em resposta às perturbações. Resultados da aplicação do protocolo (descrito anteriormente) de perturbações em indivíduos com BMDP indicaram que enquanto variáveis associadas aos passos de recuperação de equilíbrio foram melhoradas pelo treinamento por perturbação, a amplitude de deslocamento do centro de massa não foi reduzida no teste imediato ou retenção após 24 h (Peterson & Horak, 2016). Destacamos novamente que no estudo citado os indivíduos com BMDP realizaram sessão de um dia, enquanto os nossos participantes concluíram oito sessões. Assim, fica aparente que indivíduos com BMDP

necessitem de treinamento multi-sessões para melhorar a eficácia de respostas posturais para recuperação do equilíbrio. A aprendizagem motora é definida como uma relativamente permanentemente no desempenho através da prática (Schmidt, 1982), seu estudo na DP gera controvérsias já que alguns estudos mostram que a aprendizagem é menos pronunciada na DP, em tarefas que utilizam os membros superiores, devido a disfunção dos núcleos da base (Nieuwboer, Rochester, Muncks, & Swinnen, 2009; Wilkinson, Khan, & Jahanshahi, 2009), enquanto outros mostram adaptação, em menor grau quando comparados a saudáveis, em tarefa locomotora (Roemmich et al., 2014). Assim, nossos resultados sugerem que uma maior frequência de treinamento pode gerar aprendizagem motora postural em pessoas BMDP.

A generalização dos ganhos de desempenho para perturbações distintas daquelas experimentada no treinamento não foi observada em nosso estudo. Quando expostos a novas perturbações de equilíbrio, o grupo TRE não apresentou respostas reativas significativamente melhores que o TF apesar de haver uma tendência a respostas mais estáveis e menores valores de alguns parâmetros do CP. Nossos resultados se somam a achado anterior, mostrando que indivíduos com BMDP não generalizaram as melhorias da tarefa treinada para perturbações não treinadas (Peterson & Horak, 2016), mostrando capacidade reduzida de automatização em indivíduos com BMDP.

Aprendizagem motora requer flexibilidade de adaptação e reconfiguração das redes dinâmicas envolvidas no processo de aprendizagem ao longo do treinamento para transformar uma atividade lenta e desafiadora em rápida e automática (para revisão ver Bassett, Yang, Wymbs, and Grafton (2015)). O aprendizado rápido de tarefas motoras sequencias diminui a magnitude da resposta no córtex pré-frontal dorsolateral, córtex motor primário e área motora suplementar e aumenta a magnitude da resposta nas área motora suplementar, regiões parietais, estriado e cerebelo (Floyer-Lea & Matthews, 2005; Grafton, Hazeltine, & Ivry, 2002). Já a aprendizagem de longo prazo está relacionada ao aumento da magnitude da resposta no córtex motor primário, córtex somatossensorial primário, área motora suplementar e putâmen e diminui a magnitude da resposta evocada pela tarefa no lóbulo VI do cerebelo (Lehericy et al., 2005). A falta de melhoria em etapas tardias da aprendizagem motora pode ter ocorrido devido disfunção do estriado sensório-motor. Em pessoas com DP, o putâmen, relacionado a melhorias mais graduais e comportamento automático é afetado precocemente. Como nossos participantes encontram-se no estágio moderado da doença, é possível que alterações no putâmen possam ter dificultado a melhorias mais tardias, enquanto um núcleo caudado preservado promoveu melhorias de aprendizado motor inicial (Morrish et al., 1996). Um ponto que vale atenção e que pode ter evitado que efeitos significativos fossem observados em nosso estudo para o grupo

TRE é que em nossas análises de CP consideramos apenas tentativas em que não ocorreram quase-quedas e passos, como o número de tentativas com resposta de quase-quedas e passos foi maior no grupo TF, uma análise com menos tentativas pode ter influenciado este resultado.

Melhora do escore da Mini-BESTest e da FES-I foram encontradas para o TRE. O Mini-BESTest avalia o equilíbrio global, (Franchignoni et al., 2010) enquanto a FES-I avalia o medo de cair durante a realização de atividades do cotidiano a partir do relato do paciente. O medo de queda pode ser definido como falta de confiança para realizar atividades sem cair, ele foi destacado, em recente revisão, como um dos fatores associados a quedas recorrentes em pessoas com DP (Voss et al., 2012). A melhora em relação ao medo de cair observada em nosso estudo pode ser explicado pelo fato de que no TRE os sujeitos foram expostos a situações de risco de quedas de forma repetida, o que pode ter gerado mais confiança para realizar tarefas que possam causar desequilíbrio. Esta sugestão é apoiada por estudos que utilizaram treinamento de força com instabilidade (Silva-Batista et al., 2018) e treino baseado em realidade virtual com desafio de equilíbrio dinâmico (Liao et al., 2015) e que também obtiveram melhora do equilíbrio e do medo de cair em indivíduos com PD. Estes resultados sustentam a hipótese de relação entre a instabilidade postural e o medo de queda (Lindholm et al., 2014). Gilat, Ehgoetz Martens, et al. (2018) ao investigarem a função cerebral em indivíduos com e sem BMDP identificaram conectividade disfuncional na circuitaria límbica de freezers que foi correlacionada com o medo de queda e com o BMDP.

As nossas análises cinéticas e cinemáticas também mostraram melhora da estabilidade das respostas para o grupo TRE. Para um controle postural reativo eficiente é necessário respostas rápidas e coordenadas (Bloem et al., 1996; Henry et al., 1998; DIMITROVA et al., 2004a). Uma forma de verificar a eficiência destas respostas é através das oscilações e amplitude de deslocamento do CP (Henry et al., 1998; Dimitrova et al., 2004a, b; Carpenter et al., 2004). Na direção mediolateral, o grupo TRE apresentou diminuição dos valores da amplitude de deslocamento do CP e do pico de velocidade. Considerando que as respostas no pós-teste do grupo TRE foram movimentos compensatórios mais estáveis, sem alterações da base de suporte, podemos supor que foram necessárias pequenas variações do CP para manter o centro de massa dentro da base de suporte. Os deslocamentos de ombro e quadril suportam esta interpretação ao observarmos que respostas no lugar tendem a desencadear menor participação de quadril e tronco e maior ativação de tornozelo (Shumway-Cook & Woollacott, 2010). Nossa hipótese de aumento da estabilidade das respostas automáticas após o treino por perturbações foi confirmada com estes achados. Estas melhoras encontradas em nosso estudo na estabilidade de movimentos compensatórios e nas variações do CP podem ser resultado de

uma plasticidade do sistema sensório-motor, adaptações em níveis espinhais e corticais. Diversas estruturas supraespinhais, como os gânglios da base, o cerebelo, o tronco cerebral e córtex motor têm funções importantes na organização da postura (ver capítulo Controle postural e sistema nervoso). Estudos mostram que a atividade cortical motora aumentada durante fase inicial do treinamento e diminuída na fase de automatização, enquanto regiões como NB e cerebelo estão mais ativadas conforme aumenta a automatização (Puttemans, Wenderoth, & Swinnen, 2005), estudo com ressonância magnética funcional encontrou aumento da conectividade das redes fronto-parietais (Taubert, Lohmann, Margulies, Villringer, & Ragert, 2011). Estes achados sugerem que estas mudanças estruturais estavam relacionadas a alterações comportamentais, resultando em melhor desempenho do equilíbrio.

Mudanças no tipo da perturbação exigem adaptações à nova condição, em um estudo que comparou o desempenho de indivíduos saudáveis com pacientes cerebelares durante mudança de uma translação da plataforma para rotação foi visto que os indivíduos saudáveis adaptaram suas repostas, reduzindo atividade muscular do tríceps sural, em três e cinco ensaios enquanto os com déficits cerebelares foram mais lentos ou incapazes de gerar a resposta eficiente (Nashner, 1976). Estes achados mostram a importância do cerebelo na modulação das repostas musculares específicas à tarefa. O treino de equilíbrio (Gruber et al., 2007) e treino com slackline mostraram reduzir o reflexo H associado a melhora no desempenho da tarefa, sugerindo que durante o treino o SNC aprenda a ajustar as respostas do reflexo da medula evitando oscilações articulares mediadas por reflexo. Estes resultados podem explicar a melhora das RPA's no nosso grupo que recebeu treino com perturbações de equilíbrio. Os mecanismos inibitórios da medula espinal apresentam papel importante na modulação dos comandos motores supraespinhais e do feedback sensorial de nível medular. Estudo que comparou treinamento resistido com instabilidade com treino resistido mostrou que o grupo que treinou com instabilidade aumentou os níveis de inibição pré-sináptica e inibição recíproca do membro inferior em indivíduos com DP (Silva-Batista et al., 2017).

Em nosso estudo, o treinamento de força não melhorou os parâmetros de estabilidade postural e não teve efeito na redução das quedas. Como o aprendizado motor é específico ao contexto, podemos supor que um possível aumento de força muscular não pode ser traduzido em um melhor controle postural. Estes achados corroboram os resultados de uma recente meta-análise de programas de prevenção de quedas em idosos que também encontraram que apenas o treinamento de equilíbrio reduziu as taxas de quedas, enquanto que o treinamento de força não apresentou melhora (Orr, Raymond, & Fiatarone Singh, 2008). Contrariamente a estes resultados, Schlenstedt et al. (2015) ao comparar os efeitos de treino de equilíbrio com

perturbação manual no ombro com treino de fortalecimento de membros inferiores e treinamento de equilíbrio convencional (superfície instável), encontraram que apenas o grupo de treinamento de força mostrou melhor controle postural do que o grupo que treinou equilíbrio. Todavia as perturbações neste estudo foram aplicadas por um terapeuta, o que dificulta controlar a magnitude da perturbação e pode interferir negativamente nos resultados.

Hipotetizamos que o TRE reduz a frequência de quedas experimentais. Quanto à frequência de quase-quedas decorrentes da perturbação do equilíbrio, o grupo TRE reduziu o número de quedas após o treinamento, enquanto o grupo TF apresentou frequência mais elevada de quedas. Vale destacar que no pós-teste o grupo TRE apresentou diminuição do número de participantes que caíram, evidenciando a eficácia do treinamento por perturbações. Um ponto adicional de destaque foi a persistência dos ganhos no teste de retenção, mostrando que para grande parte dos participantes o treinamento gerou ganhos relativamente permanentes da capacidade de recuperar o equilíbrio após perturbação. Apenas um voluntário não melhorou suas respostas após o treino. Estes achados são relevantes considerando que as quedas são consequência comum e recorrente na DP (Allen, Schwarzel, & Canning, 2013), correlacionadas com pior qualidade de vida, lesões graves e perda de independência (Voss et al., 2012).

Em relação ao BM, o grupo TF apresentou melhora significativa do índice de BM na tarefa do giro quando comparado ao grupo TRE, que também reduziu, mas sem significância. Todavia, um ponto que deve ser considerado com cautela é que o sensor inercial utilizado no teste para identificar o BM apresenta limitações quanto à detecção dos diferentes tipos de fenótipos comportamentais do bloqueio. O algoritmo usado para caracterizar a ocorrência e gravidade do BM é associado ao fenótipo tremor da perna. O bloqueio acinético é difícil de ser detectado usando esta abordagem (Mancini et al., 2019) e alguns de nossos participantes apresentaram este fenótipo durante as avaliações. Portanto, os episódios de BM podem ter sido mascarados neste teste influenciando nossos resultados. O NFOG-Q, por sua vez, é baseado na autopercepção do participante (no último mês), sobre a duração, frequência e impacto do BM nas atividades diárias. No nosso estudo ambos os grupos melhoraram os escores neste questionário, sugerindo que ambos os treinamentos são efetivos na melhora deste sintoma. A literatura tem definido a fisiopatologia do BM como multifacetada, relacionando domínios motores (mecanismos de passo perturbados), não-motores (declínios cognitivos, ansiedade, medo de queda) e substrato neural subjacente e complexo envolvendo a disfunção de diversas redes neurais (Gilat, Ligia Silva de Lima, et al., 2018). Estudo recente mostrou que o treinamento de força adaptado com instabilidade melhorou os escores do NFOG-Q. Esta melhora foi explicada por plasticidade cerebral: alterações na ativação da região locomotora

mesencefálica e na amplitude dos ajustes posturais antecipatórios, que explicaram as mudanças nos escores do NFOGQ e na proporção FOG após treinamento (Silva-Batista et al., 2020). Assim, é possível que ambos os treinamentos do nosso estudo tenham atuado na melhora do FOG por via de diferentes dimensões.

Nossos resultados sugerem que pessoas com BMDP se beneficiariam de um treinamento baseado em perturbações posturais imprevisíveis em direção, tipo e magnitude. Hipotetizamos que esta exposição repetida a situações de desequilíbrio favorece a plasticidade cerebral de regiões envolvidas no controle postural, aumentando a flexibilidade motora. Estudos anteriores relacionaram a falta de melhora nas respostas posturais com alterações das funções de regiões do tronco encefálico (por exemplo, formação reticular pontomedular) presentes em indivíduos com BM (Peterson et al., 2015; Snijders et al., 2011), uma vez que estas estruturas participam do armazenamento e liberação de respostas de passo (Nonnekes, Carpenter, Inglis, Duysens, & Weerdesteyn, 2015) e apresentam conectividade com estruturas dos núcleos da base e cerebelo, regiões associadas à aprendizagem (Doyon et al., 2009). Outra possível explicação é a ativação de áreas corticais pelo treinamento, recente estudo mostrou que perturbações imprevisíveis aumentam a ativação de redes corticais envolvendo os córtex pré-frontal, motor, parietal e occipital (Patel, Bhatt, DelDonno, Langenecker, & Dusane, 2018) e melhoram a organização e aumento da força da conectividade entre áreas sensório-motoras e frontais (Varghese, Staines, & McIlroy, 2019), é possível que o envolvimento destas áreas tenha proporcionado uma melhora seleção de respostas mais estáveis. A melhora do feedback sensorial e inibição do reflexo H também podem ter influenciado nos nossos ganhos, considerando que a dificuldade de regulação deste reflexo influência na postura e a diminuição da inibição pré-sináptica pode contribuir para instabilidade postural em pessoas com DP (Baston, Mancini, Schoneburg, Horak, & Rocchi, 2014).

Portanto, podemos concluir, a partir dos nossos resultados, que o TRE foi efetivo na melhora da estabilidade das respostas posturais reativas e na redução do risco de quedas em indivíduos com BMDP, podendo ser considerada uma abordagem terapêutica promissora para prevenção de quedas e melhora do equilíbrio.

Tabela 12. Sumário do tamanho dos efeitos do grupo treinamento de recuperação do equilíbrio no pré-teste e retenção.

	Tamanho do efeito do TRE	
	Pós-teste	Retenção
<u>Equilíbrio</u>		
Amplitude CP -AP	P	X
Pico de Velocidade CP-AP	M	X
Tempo de Pico- AP	G	M
Deslocamento Ombro AP	G	X
Deslocamento Quadril AP	G	X
Amplitude CP- ML	G	G
Pico de Velocidade CP-ML	G	G
Tempo de Pico -ML	M	G
Deslocamento Ombro ML	P	M
Deslocamento Quadril ML	P	P
<u>Clínicas</u>		
Mini-BESTest	G	G
FES-I	P	G
NFOG-Q	G	G
iBM	P	NR
UPDRS-III	X	X
TUG simples	M	M
TUG dupla tarefa	P	P
HADS	X	M

Nota: x = sem efeito; P =efeito pequeno; M =efeito moderado e G= efeito grande; AP= eixo anteroposterior; NR= não realizado; ML= eixo mediolateral; CP= centro de pressão.

9. Conclusões

Os resultados do presente estudo mostraram que um treinamento de oito sessões baseado em perturbações imprevisíveis da postura ereta em indivíduos com bloqueio de marcha por doença de Parkinson levaram a (a) redução da frequência de quase-quedas em ambiente de laboratório, e aumento de estabilidade de (b) movimentos compensatórios e (c) respostas posturais automáticas. Vários dos ganhos originários do treinamento foram retidos por um intervalo de 30 dias, evidenciando que foram relativamente permanentes. Ambos os treinamentos, por perturbação e força, parecem ter sido efetivos em reduzir a incidência de bloqueio de marcha no cotidiano dos participantes.

9.1 Aplicabilidade clínica

A constatação da capacidade de treinar as respostas posturais reativas por meio de perturbações imprevisíveis em uma população com grande propensão a instabilidade postural

e risco de quedas contribui para o desenvolvimento de novas estratégias de tratamento que visem à melhora de respostas posturais reativas. A persistência dos ganhos do treinamento por perturbações sugere sua efetividade como recurso terapêutico para prevenção de quedas no cotidiano. Outro ponto que vale destaque é o uso da análise dos movimentos compensatórios para avaliação da estabilidade postural. Esta avaliação dos movimentos é um recurso de fácil aplicação e análise, facilitando seu uso na prática clínica.

9.2 Limitações do estudo

Algumas limitações do nosso estudo devem ser consideradas para interpretação e generalização dos resultados. Outro ponto a considerar é o fato de as avaliações terem sido realizadas durante o estado *on* da medicação, prevenindo generalização dos ganhos para o estado *off*.

9.3. Sugestões para estudos subsequentes

Estudos futuros com investigação da atividade cerebral por meio de técnicas como ressonância magnética funcional seriam apropriados para uma melhor compreensão dos mecanismos neurofisiológicos envolvidos nos efeitos do treinamento. Devido aos efeitos da medicação no controle postural não serem ainda completamente esclarecidos, a avaliação no estado *on* e *off* da medicação também forneceria uma perspectiva mais completa do controle postural destes indivíduos e do quanto os ganhos se estendem ao estado *off*. Os resultados do presente estudo também instigam a adaptação deste protocolo para um contexto de campo, o que aumentaria a validade ecológica deste tipo de treinamento.

10. Referências

- Adkin, A. L., Frank, J. S., & Jog, M. S. (2003). Fear of falling and postural control in Parkinson's disease. *Mov Disord*, *18*(5), 496-502. doi: 10.1002/mds.10396
- Allen, N. E., Schwarzel, A. K., & Canning, C. G. (2013). Recurrent falls in Parkinson's disease: a systematic review. *Parkinsons Dis*, *2013*, 906274. doi: 10.1155/2013/906274
- Allum, J. H., Carpenter, M. G., Honegger, F., Adkin, A. L., & Bloem, B. R. (2002). Age-dependent variations in the directional sensitivity of balance corrections and compensatory arm movements in man. *J Physiol*, *542*(Pt 2), 643-663. doi: 10.1113/jphysiol.2001.015644
- Almeida, Q. J., & Lebold, C. A. (2010). Freezing of gait in Parkinson's disease: a perceptual cause for a motor impairment? *Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry*, *81*(5), 513-518. doi: 10.1136/jnnp.2008.160580
- Amboni, M., Cozzolino, A., Longo, K., Picillo, M., & Barone, P. (2008). Freezing of gait and executive functions in patients with Parkinson's disease. *Mov Disord*, *23*(3), 395-400. doi: 10.1002/mds.21850
- Barbosa, E. R., Limongi, J. C., & Cummings, J. L. (1997). Parkinson's disease. *Psychiatr Clin North Am*, *20*(4), 769-790.
- Barbosa, M. T., Caramelli, P., Maia, D. P., Cunningham, M. C., Guerra, H. L., Lima-Costa, M. F., & Cardoso, F. (2006). Parkinsonism and Parkinson's disease in the elderly: a community-based survey in Brazil (the Bambui study). *Mov Disord*, *21*(6), 800-808. doi: 10.1002/mds.20806
- Bassett, D. S., Yang, M., Wymbs, N. F., & Grafton, S. T. (2015). Learning-induced autonomy of sensorimotor systems. *Nat Neurosci*, *18*(5), 744-751. doi: 10.1038/nn.3993
- Baston, C., Mancini, M., Schoneburg, B., Horak, F., & Rocchi, L. (2014). Postural strategies assessed with inertial sensors in healthy and parkinsonian subjects. *Gait Posture*, *40*(1), 70-75. doi: 10.1016/j.gaitpost.2014.02.012
- Bekkers, E. M. J., Hoogkamer, W., Bengevoord, A., Heremans, E., Verschueren, S. M. P., & Nieuwboer, A. (2017). Freezing-related perception deficits of asymmetrical walking in Parkinson's disease. *Neuroscience*, *364*, 122-129. doi: 10.1016/j.neuroscience.2017.09.017
- Benda, B. J., Riley, P. O., & Krebs, D. E. (1994). Biomechanical relationship between center of gravity and center of pressure during standing. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, *2*, 3-10.
- Bertolucci, P. H., Brucki, S. M., Campacci, S. R., & Juliano, Y. (1994). The Mini-Mental State Examination in a general population: Impact of educational status. *Arq Neuropsiquiatr*, *52*(1), 1-7.

- Beuter, A., Hernandez, R., Rigal, R., Modolo, J., & Blanchet, P. J. (2008). Postural sway and effect of levodopa in early Parkinson's disease. *Can J Neurol Sci*, *35*(1), 65-68. doi: 10.1017/s0317167100007575
- Bhatt, T., Wang, E., & Pai, Y. C. (2006). Retention of adaptive control over varying intervals: prevention of slip- induced backward balance loss during gait. *J Neurophysiol*, *95*(5), 2913-2922. doi: 10.1152/jn.01211.2005
- Bhatt, T., Wening, J. D., & Pai, Y. C. (2006). Adaptive control of gait stability in reducing slip-related backward loss of balance. *Exp Brain Res*, *170*(1), 61-73. doi: 10.1007/s00221-005-0189-5
- Bhatt, T., Yang, F., & Pai, Y. C. (2012). Learning to resist gait-slip falls: long-term retention in community-dwelling older adults. *Arch Phys Med Rehabil*, *93*(4), 557-564. doi: 10.1016/j.apmr.2011.10.027
- Bloem, B. R., Beckley, D. J., van Dijk, J. G., Zwinderman, A. H., Remler, M. P., & Roos, R. A. (1996). Influence of dopaminergic medication on automatic postural responses and balance impairment in Parkinson's disease. *Mov Disord*, *11*(5), 509-521. doi: 10.1002/mds.870110506
- Bloem, B. R., Hausdorff, J. M., Visser, J. E., & Giladi, N. (2004). Falls and freezing of gait in Parkinson's disease: a review of two interconnected, episodic phenomena. *Mov Disord*, *19*(8), 871-884. doi: 10.1002/mds.20115
- Bloem, B. R., Marinus, J., Almeida, Q., Dibble, L., Nieuwboer, A., Post, B., . . . Movement Disorders Society Rating Scales, C. (2016). Measurement instruments to assess posture, gait, and balance in Parkinson's disease: Critique and recommendations. *Mov Disord*, *31*(9), 1342-1355. doi: 10.1002/mds.26572
- Bouisset, S., & Zattara, M. (1987). Biomechanical study of the programming of anticipatory postural adjustments associated with voluntary movement. *J Biomech*, *20*(8), 735-742. doi: 10.1016/0021-9290(87)90052-2
- Brauer, S. G., Woollacott, M., & Shumway-Cook, A. (2002). The influence of a concurrent cognitive task on the compensatory stepping response to a perturbation in balance-impaired and healthy elders. *Gait Posture*, *15*(1), 83-93. doi: 10.1016/S0966-6362(01)00163-1
- Chong, R. K., Horak, F. B., & Woollacott, M. H. (2000). Parkinson's disease impairs the ability to change set quickly. *J Neurol Sci*, *175*(1), 57-70.
- Cohen, J. (1960). A Coefficient of Agreement for Nominal Scales. *Educ Psychol Meas*, *20*.
- Cohen, J. (1988). *Statistical power analysis for the behavioral sciences*. New York, NY: Routledge Academic.
- Cohen, R. G., Nutt, J. G., & Horak, F. B. (2017). Recovery from Multiple APAs Delays Gait Initiation in Parkinson's Disease. *Front Hum Neurosci*, *11*, 60. doi: 10.3389/fnhum.2017.00060

- Crenna, P., Frigo, C., Massion, J., & Pedotti, A. (1987). Forward and backward axial synergies in man. *Exp Brain Res*, *65*(3), 538-548.
- Dagan, M., Herman, T., Mirelman, A., Giladi, N., & Hausdorff, J. M. (2017). The role of the prefrontal cortex in freezing of gait in Parkinson's disease: insights from a deep repetitive transcranial magnetic stimulation exploratory study. *Exp Brain Res*, *235*(8), 2463-2472. doi: 10.1007/s00221-017-4981-9
- de Lau, L. M., & Breteler, M. M. (2006). Epidemiology of Parkinson's disease. *The Lancet Neurology*, *5*(6), 525-535. doi: 10.1016/S1474-4422(06)70471-9
- de Lima-Pardini, A. C., Papegaaij, S., Cohen, R. G., Teixeira, L. A., Smith, B. A., & Horak, F. B. (2012). The interaction of postural and voluntary strategies for stability in Parkinson's disease. *J Neurophysiol*, *108*(5), 1244-1252. doi: 10.1152/jn.00118.2012
- De Nunzio, A. M., Nardone, A., & Schieppati, M. (2005). Head stabilization on a continuously oscillating platform: the effect of a proprioceptive disturbance on the balancing strategy. *Exp Brain Res*, *165*(2), 261-272. doi: 10.1007/s00221-005-2297-7
- De Nunzio, A. M., Nardone, A., & Schieppati, M. (2007). The control of equilibrium in Parkinson's disease patients: delayed adaptation of balancing strategy to shifts in sensory set during a dynamic task. *Brain Res Bull*, *74*(4), 258-270. doi: 10.1016/j.brainresbull.2007.06.020
- Dibble, L. E., Hale, T. F., Marcus, R. L., Gerber, J. P., & LaStayo, P. C. (2009). High intensity eccentric resistance training decreases bradykinesia and improves Quality Of Life in persons with Parkinson's disease: a preliminary study. *Parkinsonism Relat Disord*, *15*(10), 752-757. doi: 10.1016/j.parkreldis.2009.04.009
- Diener, C., Scholz, E., Guschlbauer, B., & Dichgans, J. (1987). Increased shortening reaction in Parkinson's disease reflects a difficulty in modulating long loop reflexes. *Mov Disord*, *2*(1), 31-36. doi: 10.1002/mds.870020104
- Dietz, V., Trippel, M., Ibrahim, I. K., & Berger, W. (1993). Human stance on a sinusoidally translating platform: balance control by feedforward and feedback mechanisms. *Exp Brain Res*, *93*(2), 352-362.
- Dijkstra, B. W., Horak, F. B., Kamsma, Y. P., & Peterson, D. S. (2015). Older adults can improve compensatory stepping with repeated postural perturbations. *Front Aging Neurosci*, *7*, 201. doi: 10.3389/fnagi.2015.00201
- Dimitrova, D., Horak, F. B., & Nutt, J. G. (2004). Postural muscle responses to multidirectional translations in patients with Parkinson's disease. *J Neurophysiol*, *91*(1), 489-501. doi: 10.1152/jn.00094.2003

- Dimitrova, D., Nutt, J., & Horak, F. B. (2004). Abnormal force patterns for multidirectional postural responses in patients with Parkinson's disease. *Exp Brain Res*, *156*(2), 183-195. doi: 10.1007/s00221-003-1770-4
- Doyon, J., Bellec, P., Amsel, R., Penhune, V., Monchi, O., Carrier, J., . . . Benali, H. (2009). Contributions of the basal ganglia and functionally related brain structures to motor learning. *Behav Brain Res*, *199*(1), 61-75. doi: 10.1016/j.bbr.2008.11.012
- Ehgoetz Martens, K. A., Pieruccini-Faria, F., & Almeida, Q. J. (2013). Could sensory mechanisms be a core factor that underlies freezing of gait in Parkinson's disease? *PLoS One*, *8*(5), e62602. doi: 10.1371/journal.pone.0062602
- Fahn, S., Marsden, M., Goldstein, M., & Calne, D. B. (1987). *Recent Developments in Parkinson's Disease* (Vol. 2). New York: MacMilan.
- Floyer-Lea, A., & Matthews, P. M. (2005). Distinguishable brain activation networks for short- and long-term motor skill learning. *J Neurophysiol*, *94*(1), 512-518. doi: 10.1152/jn.00717.2004
- Folstein, M. F., Folstein, S. E., & McHugh, P. R. (1975). "Mini-mental state". A practical method for grading the cognitive state of patients for the clinician. *J Psychiatr Res*, *12*(3), 189-198.
- Franchignoni, F., Horak, F., Godi, M., Nardone, A., & Giordano, A. (2010). Using psychometric techniques to improve the Balance Evaluation Systems Test: the mini-BESTest. *Journal of Rehabilitation Medicine*, *42*(4), 323-331. doi: 10.2340/16501977-0537
- Fritz, C. O., Morris, P. E., & Richler, J. J. (2012). Effect size estimates: current use, calculations, and interpretation. *J Exp Psychol Gen*, *141*(1), 2-18. doi: 10.1037/a0024338
- Giladi, N., & Nieuwboer, A. (2008). Understanding and treating freezing of gait in parkinsonism, proposed working definition, and setting the stage. *Mov Disord*, *23 Suppl 2*, S423-425. doi: 10.1002/mds.21927
- Gilat, M., Ehgoetz Martens, K. A., Miranda-Dominguez, O., Arpan, I., Shine, J. M., Mancini, M., . . . Horak, F. B. (2018). Dysfunctional Limbic Circuitry Underlying Freezing of Gait in Parkinson's Disease. *Neuroscience*, *374*, 119-132. doi: 10.1016/j.neuroscience.2018.01.044
- Gilat, M., Ligia Silva de Lima, A., Bloem, B. R., Shine, J. M., Nonnekes, J., & Lewis, S. J. G. (2018). Freezing of gait: Promising avenues for future treatment. *Parkinsonism Relat Disord*, *52*, 7-16. doi: 10.1016/j.parkreldis.2018.03.009
- Grafton, S. T., Hazeltine, E., & Ivry, R. B. (2002). Motor sequence learning with the nondominant left hand. A PET functional imaging study. *Exp Brain Res*, *146*(3), 369-378. doi: 10.1007/s00221-002-1181-y

- Granacher, U., Muehlbauer, T., Zahner, L., Gollhofer, A., & Kressig, R. W. (2011). Comparison of traditional and recent approaches in the promotion of balance and strength in older adults. *Sports Med*, *41*(5), 377-400. doi: 10.2165/11539920-000000000-00000
- Gruber, M., Taube, W., Gollhofer, A., Beck, S., Amtage, F., & Schubert, M. (2007). Training-specific adaptations of H- and stretch reflexes in human soleus muscle. *J Mot Behav*, *39*(1), 68-78. doi: 10.3200/JMBR.39.1.68-78
- Hawkes, C. H., Del Tredici, K., & Braak, H. (2010). A timeline for Parkinson's disease. *Parkinsonism Relat Disord*, *16*(2), 79-84. doi: 10.1016/j.parkreldis.2009.08.007
- Henry, S. M., Fung, J., & Horak, F. B. (1998a). Control of stance during lateral and anterior/posterior surface translations. *IEEE Trans Rehabil Eng*, *6*(1), 32-42.
- Henry, S. M., Fung, J., & Horak, F. B. (1998b). EMG responses to maintain stance during multidirectional surface translations. *J Neurophysiol*, *80*(4), 1939-1950.
- Henry, S. M., Fung, J., & Horak, F. B. (2001). Effect of stance width on multidirectional postural responses. *J Neurophysiol*, *85*(2), 559-570.
- Hoehn, M. M., & Yahr, M. D. (1967). Parkinsonism: onset, progression and mortality. *Neurology*, *17*(5), 427-442.
- Horak, F. B., & Diener, H. C. (1994). Cerebellar control of postural scaling and central set in stance. *J Neurophysiol*, *72*(2), 479-493.
- Horak, F. B., Dimitrova, D., & Nutt, J. G. (2005). Direction-specific postural instability in subjects with Parkinson's disease. *Exp Neurol*, *193*(2), 504-521. doi: 10.1016/j.expneurol.2004.12.008
- Horak, F. B., Frank, J., & Nutt, J. (1996). Effects of dopamine on postural control in parkinsonian subjects: scaling, set, and tone. *J Neurophysiol*, *75*(6), 2380-2396.
- Horak, F. B., & Machperson, J. M. (1996). Postural orientation and equilibrium *Handbook of physiology* (pp. 255-292). New York: Oxford University Press.
- Horak, F. B., & Nashner, L. M. (1986). Central programming of postural movements: adaptation to altered support-surface configurations. *J Neurophysiol*, *55*(6), 1369-1381.
- Hughes, A. J., Daniel, S. E., Kilford, L., & Lees, A. J. (1992). Accuracy of clinical diagnosis of idiopathic Parkinson's disease: a clinico-pathological study of 100 cases. *J Neurol Neurosurg Psychiatry*, *55*(3), 181-184. doi: 10.1136/jnnp.55.3.181
- Jacobs, J. V., Lou, J. S., Kraakevik, J. A., & Horak, F. B. (2009). The supplementary motor area contributes to the timing of the anticipatory postural adjustment during step initiation in participants with and without Parkinson's disease. *Neuroscience*, *164*(2), 877-885. doi: 10.1016/j.neuroscience.2009.08.002

- Jankovic, J. (2008). Parkinson's disease: clinical features and diagnosis. *J Neurol Neurosurg Psychiatry*, *79*(4), 368-376. doi: 10.1136/jnnp.2007.131045
- Jellinger, K. A. (2003). Alpha-synuclein pathology in Parkinson's and Alzheimer's disease brain: incidence and topographic distribution--a pilot study. *Acta Neuropathol*, *106*(3), 191-201. doi: 10.1007/s00401-003-0725-y
- Kalia, L. V., & Lang, A. E. (2015). Parkinson's disease. *Lancet*, *386*(9996), 896-912. doi: 10.1016/S0140-6736(14)61393-3
- Kehagia, A. A., Barker, R. A., & Robbins, T. W. (2013). Cognitive impairment in Parkinson's disease: the dual syndrome hypothesis. *Neurodegener Dis*, *11*(2), 79-92. doi: 10.1159/000341998
- Kelly, V. E., Johnson, C. O., McGough, E. L., Shumway-Cook, A., Horak, F. B., Chung, K. A., . . . Leverenz, J. B. (2015). Association of cognitive domains with postural instability/gait disturbance in Parkinson's disease. *Parkinsonism Relat Disord*, *21*(7), 692-697. doi: 10.1016/j.parkreldis.2015.04.002
- Kerr, G. K., Worringham, C. J., Cole, M. H., Lacherez, P. F., Wood, J. M., & Silburn, P. A. (2010). Predictors of future falls in Parkinson disease. *Neurology*, *75*(2), 116-124. doi: 10.1212/WNL.0b013e3181e7b688
- King, L. A., & Horak, F. B. (2008). Lateral stepping for postural correction in Parkinson's disease. *Arch Phys Med Rehabil*, *89*(3), 492-499. doi: 10.1016/j.apmr.2007.11.017
- Knobl, P., Kielstra, L., & Almeida, Q. (2012). The relationship between motor planning and freezing of gait in Parkinson's disease. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*, *83*(1), 98-101. doi: 10.1136/jnnp-2011-300869
- Kurz, I., Gimmon, Y., Shapiro, A., Debi, R., Snir, Y., & Melzer, I. (2016). Unexpected perturbations training improves balance control and voluntary stepping times in older adults - a double blind randomized control trial. *BMC Geriatr*, *16*, 58. doi: 10.1186/s12877-016-0223-4
- Lehericy, S., Benali, H., Van de Moortele, P. F., Pelegriani-Issac, M., Waechter, T., Ugurbil, K., & Doyon, J. (2005). Distinct basal ganglia territories are engaged in early and advanced motor sequence learning. *Proc Natl Acad Sci U S A*, *102*(35), 12566-12571. doi: 10.1073/pnas.0502762102
- Lewis, S. J., & Barker, R. A. (2009). A pathophysiological model of freezing of gait in Parkinson's disease. *Parkinsonism Relat Disord*, *15*(5), 333-338. doi: 10.1016/j.parkreldis.2008.08.006
- Liao, Y. Y., Yang, Y. R., Cheng, S. J., Wu, Y. R., Fuh, J. L., & Wang, R. Y. (2015). Virtual Reality-Based Training to Improve Obstacle-Crossing Performance and Dynamic Balance in Patients With Parkinson's Disease. *Neurorehabil Neural Repair*, *29*(7), 658-667. doi: 10.1177/1545968314562111

- Lindholm, B., Hagell, P., Hansson, O., & Nilsson, M. H. (2014). Factors associated with fear of falling in people with Parkinson's disease. *BMC Neurol*, *14*, 19. doi: 10.1186/1471-2377-14-19
- Liu, X., Bhatt, T., & Pai, Y. C. (2016). Intensity and generalization of treadmill slip training: High or low, progressive increase or decrease? *J Biomech*, *49*(2), 135-140. doi: 10.1016/j.jbiomech.2015.06.004
- Macpherson, J. M., & Horak, F. B. (2014). Postura. In Artmed (Ed.), *Princípios de Neurociências* (5 ed., pp. 811-832). Porto Alegre: Artmed.
- Maki, B. E., Edmondstone, M. A., & McIlroy, W. E. (2000). Age-related differences in laterally directed compensatory stepping behavior. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, *55*(5), M270-277. doi: 10.1093/gerona/55.5.m270
- Maki, B. E., & McIlroy, W. E. (1997). The role of limb movements in maintaining upright stance: the "change-in-support" strategy. *Phys Ther*, *77*(5), 488-507.
- Maki, B. E., McIlroy, W. E., & Perry, S. D. (1996). Influence of lateral destabilization on compensatory stepping responses. *J Biomech*, *29*(3), 343-353. doi: 10.1016/0021-9290(95)00053-4
- Mancini, M., Bloem, B. R., Horak, F. B., Lewis, S. J. G., Nieuwboer, A., & Nonnekes, J. (2019). Clinical and methodological challenges for assessing freezing of gait: Future perspectives. *Mov Disord*, *34*(6), 783-790. doi: 10.1002/mds.27709
- Mancini, M., Rocchi, L., Horak, F. B., & Chiari, L. (2008). Effects of Parkinson's disease and levodopa on functional limits of stability. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, *23*(4), 450-458. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2007.11.007
- Mancini, M., Smulders, K., Cohen, R. G., Horak, F. B., Giladi, N., & Nutt, J. G. (2017). The clinical significance of freezing while turning in Parkinson's disease. *Neuroscience*, *343*, 222-228. doi: 10.1016/j.neuroscience.2016.11.045
- McIlroy, W. E., & Maki, B. E. (1995). Early activation of arm muscles follows external perturbation of upright stance. *Neurosci Lett*, *184*(3), 177-180.
- Melzer, I., & Oddsson, L. (2013). Improving balance control and self-reported lower extremity function in community-dwelling older adults: a randomized control trial. *Clin Rehabil*, *27*(3), 195-206. doi: 10.1177/0269215512450295
- Moreau, C., Defebvre, L., Destee, A., Bleuse, S., Clement, F., Blatt, J. L., . . . Devos, D. (2008). STN-DBS frequency effects on freezing of gait in advanced Parkinson disease. *Neurology*, *71*(2), 80-84. doi: 10.1212/01.wnl.0000303972.16279.46
- Morrish, P. K., Sawle, G. V., & Brooks, D. J. (1996). An [18F]dopa-PET and clinical study of the rate of progression in Parkinson's disease. *Brain*, *119* (Pt 2), 585-591. doi: 10.1093/brain/119.2.585

- Nallegowda, M., Singh, U., Handa, G., Khanna, M., Wadhwa, S., Yadav, S. L., . . . Behari, M. (2004). Role of sensory input and muscle strength in maintenance of balance, gait, and posture in Parkinson's disease: a pilot study. *Am J Phys Med Rehabil*, 83(12), 898-908. doi: 10.1097/01.phm.0000146505.18244.43
- Nanhoe-Mahabier, W., Allum, J. H., Overeem, S., Borm, G. F., Oude Nijhuis, L. B., & Bloem, B. R. (2012). First trial reactions and habituation rates over successive balance perturbations in Parkinson's disease. *Neuroscience*, 217, 123-129. doi: 10.1016/j.neuroscience.2012.03.064
- Nardone, A., Giordano, A., Corra, T., & Schieppati, M. (1990). Responses of leg muscles in humans displaced while standing. Effects of types of perturbation and of postural set. *Brain*, 113 (Pt 1), 65-84.
- Nashner, L. M. (1976). Adapting reflexes controlling the human posture. *Exp Brain Res*, 26(1), 59-72.
- Nashner, L. M., & Cordo, P. J. (1981). Relation of automatic postural responses and reaction-time voluntary movements of human leg muscles. *Exp Brain Res*, 43(3-4), 395-405.
- Nieuwboer, A., Rochester, L., Herman, T., Vandenberghe, W., Emil, G. E., Thomaes, T., & Giladi, N. (2009). Reliability of the new freezing of gait questionnaire: agreement between patients with Parkinson's disease and their carers. *Gait Posture*, 30(4), 459-463. doi: 10.1016/j.gaitpost.2009.07.108
- Nieuwboer, A., Rochester, L., Muncks, L., & Swinnen, S. P. (2009). Motor learning in Parkinson's disease: limitations and potential for rehabilitation. *Parkinsonism Relat Disord*, 15 Suppl 3, S53-58. doi: 10.1016/S1353-8020(09)70781-3
- Nonnekes, J., Carpenter, M. G., Inglis, J. T., Duysens, J., & Weerdesteyn, V. (2015). What startles tell us about control of posture and gait. *Neurosci Biobehav Rev*, 53, 131-138. doi: 10.1016/j.neubiorev.2015.04.002
- Nutt, J. G., Bloem, B. R., Giladi, N., Hallett, M., Horak, F. B., & Nieuwboer, A. (2011). Freezing of gait: moving forward on a mysterious clinical phenomenon. *The Lancet Neurology*, 10(8), 734-744. doi: 10.1016/S1474-4422(11)70143-0
- Oddsson, L. I. (1990). Control of voluntary trunk movements in man. Mechanisms for postural equilibrium during standing. *Acta Physiol Scand Suppl*, 595, 1-60.
- Orr, R., Raymond, J., & Fiatarone Singh, M. (2008). Efficacy of progressive resistance training on balance performance in older adults : a systematic review of randomized controlled trials. *Sports Med*, 38(4), 317-343. doi: 10.2165/00007256-200838040-00004
- Pai, Y. C., Yang, F., Bhatt, T., & Wang, E. (2014). Learning from laboratory-induced falling: long-term motor retention among older adults. *Journal of the American Aging Association* 36(3), 1367-1376.

- Pallone, J. A. (2007). Introduction to Parkinson's disease. *Dis Mon*, 53(4), 195-199. doi: 10.1016/j.disamonth.2007.05.001
- Patel, P. J., Bhatt, T., DelDonno, S. R., Langenecker, S. A., & Dusane, S. (2018). Examining Neural Plasticity for Slip-Perturbation Training: An fMRI Study. *Front Neurol*, 9, 1181. doi: 10.3389/fneur.2018.01181
- Peterson, D. S., Dijkstra, B. W., & Horak, F. B. (2016). Postural motor learning in people with Parkinson's disease. *J Neurol*, 263(8), 1518-1529. doi: 10.1007/s00415-016-8158-4
- Peterson, D. S., Fling, B. W., Mancini, M., Cohen, R. G., Nutt, J. G., & Horak, F. B. (2015). Dual-task interference and brain structural connectivity in people with Parkinson's disease who freeze. *J Neurol Neurosurg Psychiatry*, 86(7), 786-792. doi: 10.1136/jnnp-2014-308840
- Peterson, D. S., & Horak, F. B. (2016). Effects of freezing of gait on postural motor learning in people with Parkinson's disease. *Neuroscience*, 334, 283-289. doi: 10.1016/j.neuroscience.2016.08.017
- Pijnappels, M., Kingma, I., Wezenberg, D., Reurink, G., & van Dieen, J. H. (2010). Armed against falls: the contribution of arm movements to balance recovery after tripping. *Exp Brain Res*, 201(4), 689-699. doi: 10.1007/s00221-009-2088-7
- Pringsheim, T., Jette, N., Frolkis, A., & Steeves, T. D. (2014). The prevalence of Parkinson's disease: a systematic review and meta-analysis. *Mov Disord*, 29(13), 1583-1590. doi: 10.1002/mds.25945
- Przedborski, S., & Ischiropoulos, H. (2005). Reactive oxygen and nitrogen species: weapons of neuronal destruction in models of Parkinson's disease. *Antioxid Redox Signal*, 7(5-6), 685-693. doi: 10.1089/ars.2005.7.685
- Puttemans, V., Wenderoth, N., & Swinnen, S. P. (2005). Changes in brain activation during the acquisition of a multifrequency bimanual coordination task: from the cognitive stage to advanced levels of automaticity. *J Neurosci*, 25(17), 4270-4278. doi: 10.1523/JNEUROSCI.3866-04.2005
- Rahman, S., Griffin, H. J., Quinn, N. P., & Jahanshahi, M. (2008). The factors that induce or overcome freezing of gait in Parkinson's disease. *Behav Neurol*, 19(3), 127-136.
- Reilly, T., Morris, T., & Whyte, G. (2009). The specificity of training prescription and physiological assessment: a review. *J Sports Sci*, 27(6), 575-589. doi: 10.1080/02640410902729741
- Ribeiro de Souza, C., Betelli, M. T., Takazono, P. S., de Oliveira, J. A., Coelho, D. B., Duysens, J., & Teixeira, L. A. (2019). Evaluation of balance recovery stability from unpredictable perturbations through the compensatory arm and leg movements (CALM) scale. *PLoS One*, 14(8), e0221398. doi: 10.1371/journal.pone.0221398

- Rinalduzzi, S., Trompetto, C., Marinelli, L., Alibardi, A., Missori, P., Fattapposta, F., . . . Curra, A. (2015). Balance dysfunction in Parkinson's disease. *Biomed Res Int*, 2015, 434683. doi: 10.1155/2015/434683
- Rocchi, L., Chiari, L., & Horak, F. B. (2002). Effects of deep brain stimulation and levodopa on postural sway in Parkinson's disease. *J Neurol Neurosurg Psychiatry*, 73(3), 267-274.
- Roemmich, R. T., Nocera, J. R., Stegemoller, E. L., Hassan, A., Okun, M. S., & Hass, C. J. (2014). Locomotor adaptation and locomotor adaptive learning in Parkinson's disease and normal aging. *Clin Neurophysiol*, 125(2), 313-319. doi: 10.1016/j.clinph.2013.07.003
- Rogers, M. W. (1996). Disorders of posture, balance, and gait in Parkinson's disease. *Clin Geriatr Med*, 12(4), 825-845.
- Rogers, M. W., Hedman, L. D., Johnson, M. E., Martinez, K. M., & Mille, M. L. (2003). Triggering of protective stepping for the control of human balance: age and contextual dependence. *Brain Res Cogn Brain Res*, 16(2), 192-198.
- Schaafsma, J. D., Balash, Y., Gurevich, T., Bartels, A. L., Hausdorff, J. M., & Giladi, N. (2003). Characterization of freezing of gait subtypes and the response of each to levodopa in Parkinson's disease. *Eur J Neurol*, 10(4), 391-398. doi: 10.1046/j.1468-1331.2003.00611.x
- Schieppati, M., & Nardone, A. (1991). Free and supported stance in Parkinson's disease. The effect of posture and 'postural set' on leg muscle responses to perturbation, and its relation to the severity of the disease. *Brain*, 114 (Pt 3), 1227-1244. doi: 10.1093/brain/114.3.1227
- Schlenstedt, C., Mancini, M., Nutt, J., Hiller, A. P., Maetzler, W., Deuschl, G., & Horak, F. (2018). Are Hypometric Anticipatory Postural Adjustments Contributing to Freezing of Gait in Parkinson's Disease? *Front Aging Neurosci*, 10, 36. doi: 10.3389/fnagi.2018.00036
- Schlenstedt, C., Paschen, S., Kruse, A., Raethjen, J., Weisser, B., & Deuschl, G. (2015). Resistance versus Balance Training to Improve Postural Control in Parkinson's Disease: A Randomized Rater Blinded Controlled Study. *PLoS One*, 10(10), e0140584. doi: 10.1371/journal.pone.0140584
- Schmidt, R. A. (1982). *Motor control and learning: a behavioral emphasis*. Champaign: Human Kinetics.
- Schoneburg, B., Mancini, M., Horak, F., & Nutt, J. G. (2013). Framework for understanding balance dysfunction in Parkinson's disease. *Mov Disord*, 28(11), 1474-1482. doi: 10.1002/mds.25613
- Shea, C. H., Lai, Q., Black, C., & Park, J.-H. (2000). Spacing practice sessions across days benefits the learning of motor skills. *Hum Mov Sci*, 19(5), 737-760. doi: 10.1016/S0167-9457(00)00021-X

- Shimada, H., Obuchi, S., Furuna, T., & Suzuki, T. (2004). New intervention program for preventing falls among frail elderly people: the effects of perturbed walking exercise using a bilateral separated treadmill. *Am J Phys Med Rehabil*, *83*(7), 493-499.
- Shine, J. M., Matar, E., Ward, P. B., Frank, M. J., Moustafa, A. A., Pearson, M., . . . Lewis, S. J. (2013). Freezing of gait in Parkinson's disease is associated with functional decoupling between the cognitive control network and the basal ganglia. *Brain*, *136*(Pt 12), 3671-3681. doi: 10.1093/brain/awt272
- Shumway-Cook, A., & Woollacott, M. H. (2010). *Controle motor: teoria e aplicações práticas*.
- Silva-Batista, C., Corcos, D. M., Kanegusuku, H., Piemonte, M. E. P., Gobbi, L. T. B., de Lima-Pardini, A. C., . . . Ugrinowitsch, C. (2018). Balance and fear of falling in subjects with Parkinson's disease is improved after exercises with motor complexity. *Gait Posture*, *61*, 90-97. doi: 10.1016/j.gaitpost.2017.12.027
- Silva-Batista, C., de Lima-Pardini, A. C., Nucci, M. P., Coelho, D. B., Batista, A., Piemonte, M. E. P., . . . Ugrinowitsch, C. (2020). A Randomized, Controlled Trial of Exercise for Parkinsonian Individuals With Freezing of Gait. *Mov Disord*. doi: 10.1002/mds.28128
- Silva-Batista, C., Mattos, E. C., Corcos, D. M., Wilson, J. M., Heckman, C. J., Kanegusuku, H., . . . Ugrinowitsch, C. (2017). Resistance training with instability is more effective than resistance training in improving spinal inhibitory mechanisms in Parkinson's disease. *J Appl Physiol* (1985), *122*(1), 1-10. doi: 10.1152/jappphysiol.00557.2016
- Smulders, K., Esselink, R. A., De Swart, B. J., Geurts, A. C., Bloem, B. R., & Weerdesteyn, V. (2014). Postural inflexibility in PD: does it affect compensatory stepping? *Gait Posture*, *39*(2), 700-706. doi: 10.1016/j.gaitpost.2013.10.003
- Snijders, A. H., Leunissen, I., Bakker, M., Overeem, S., Helmich, R. C., Bloem, B. R., & Toni, I. (2011). Gait-related cerebral alterations in patients with Parkinson's disease with freezing of gait. *Brain*, *134*(Pt 1), 59-72. doi: 10.1093/brain/awq324
- Steiger, M. J., Thompson, P. D., & Marsden, C. D. (1996). Disordered axial movement in Parkinson's disease. *J Neurol Neurosurg Psychiatry*, *61*(6), 645-648.
- Stolze, H., Klebe, S., Zechlin, C., Baecker, C., Friege, L., & Deuschl, G. (2004). Falls in frequent neurological diseases--prevalence, risk factors and aetiology. *J Neurol*, *251*(1), 79-84.
- Takazono, P. S., Ribeiro de Souza, C., de Oliveira, J. A., Coelho, D. B., & Teixeira, L. A. (2020). High contextual interference in perturbation-based balance training leads to persistent and generalizable stability gains of compensatory limb movements. *Exp Brain Res*.
- Tan, T., Almeida, Q. J., & Rahimi, F. (2011). Proprioceptive deficits in Parkinson's disease patients with freezing of gait. *Neuroscience*, *192*, 746-752. doi: 10.1016/j.neuroscience.2011.06.071

- Taubert, M., Lohmann, G., Margulies, D. S., Villringer, A., & Ragert, P. (2011). Long-term effects of motor training on resting-state networks and underlying brain structure. *Neuroimage*, *57*, 1492-1498.
- Vandenbossche, J., Deroost, N., Soetens, E., Spildooren, J., Vercruyse, S., Nieuwboer, A., & Kerckhofs, E. (2011). Freezing of gait in Parkinson disease is associated with impaired conflict resolution. *Neurorehabil Neural Repair*, *25*(8), 765-773. doi: 10.1177/1545968311403493
- Varghese, J. P., Staines, W. R., & McIlroy, W. E. (2019). Activity in Functional Cortical Networks Temporally Associated with Postural Instability. *Neuroscience*, *401*, 43-58. doi: 10.1016/j.neuroscience.2019.01.008
- Vervoort, G., Nackaerts, E., Mohammadi, F., Heremans, E., Verschueren, S., Nieuwboer, A., & Vercruyse, S. (2013). Which Aspects of Postural Control Differentiate between Patients with Parkinson's Disease with and without Freezing of Gait? *Parkinsons Dis*, *2013*, 971480. doi: 10.1155/2013/971480
- Voss, T. S., Elm, J. J., Wielinski, C. L., Aminoff, M. J., Bandyopadhyay, D., Chou, K. L., . . . Falls Writing Group, N. N. E. T. P. D. I. (2012). Fall frequency and risk assessment in early Parkinson's disease. *Parkinsonism Relat Disord*, *18*(7), 837-841. doi: 10.1016/j.parkreldis.2012.04.004
- Wang, J. W., Zhang, Y. Q., Zhang, X. H., Wang, Y. P., Li, J. P., & Li, Y. J. (2017). Deep Brain Stimulation of Pedunculopontine Nucleus for Postural Instability and Gait Disorder After Parkinson Disease: A Meta-Analysis of Individual Patient Data. *World Neurosurg*, *102*, 72-78. doi: 10.1016/j.wneu.2017.02.110
- Weinrich, M., Koch, K., Garcia, F., & Angel, R. W. (1988). Axial versus distal motor impairment in Parkinson's disease. *Neurology*, *38*(4), 540-545.
- Wilkinson, L., Khan, Z., & Jahanshahi, M. (2009). The role of the basal ganglia and its cortical connections in sequence learning: evidence from implicit and explicit sequence learning in Parkinson's disease. *Neuropsychologia*, *47*(12), 2564-2573. doi: 10.1016/j.neuropsychologia.2009.05.003
- Winter, D. A., Prince, F., Frank, J. S., Powell, C., & Zabjek, K. F. (1996). Unified theory regarding A/P and M/L balance in quiet stance. *J Neurophysiol*, *75*(6), 2334-2343.
- Wooten, G. F., Currie, L. J., Bovbjerg, V. E., Lee, J. K., & Patrie, J. (2004). Are men at greater risk for Parkinson's disease than women? *J Neurol Neurosurg Psychiatry*, *75*(4), 637-639.
- Yardley, L., Beyer, N., Hauer, K., Kempen, G., Piot-Ziegler, C., & Todd, C. (2005). Development and initial validation of the Falls Efficacy Scale-International (FES-I). *Age Ageing*, *34*(6), 614-619. doi: 10.1093/ageing/afi196

- Yin, H. H., Mulcare, S. P., Hilario, M. R., Clouse, E., Holloway, T., Davis, M. I., . . . Costa, R. M. (2009). Dynamic reorganization of striatal circuits during the acquisition and consolidation of a skill. *Nat Neurosci*, *12*(3), 333-341. doi: 10.1038/nn.2261
- Zigmond, A. S., & Snaith, R. P. (1983). The hospital anxiety and depression scale. *Acta Psychiatr Scand*, *67*(6), 361-370.

ANEXOS

ANEXO 1- Protocolo de Avaliação da Estabilidade Postural

Pré-teste/ Pós-teste/ Retenção					
Eixo	Tipo	Amplitude (cm)	Velocidade (cm/s)	Direção	Base
AP	Translação	7	40	Posterior	Estreita
AP	Combinação	7	20	Posterior/Cima	Estreita
AP	Translação	7	20	Anterior	Estreita
AP	Combinação	7	40	Posterior/Cima	Estreita
AP	Combinação	7	20	Anterior/ Baixo	Estreita
AP	Translação	7	20	Posterior	Estreita
AP	Combinação	7	40	Anterior/ Baixo	Estreita
AP	Translação	7	40	Anterior	Estreita
ML	Translação	7	40	Posterior	Estreita
ML	Combinação	7	20	Posterior/Cima	Estreita
ML	Translação	7	20	Anterior	Estreita
ML	Combinação	7	40	Posterior/Cima	Estreita
ML	Combinação	7	20	Anterior/ Baixo	Estreita
ML	Translação	7	20	Posterior	Estreita
ML	Combinação	7	40	Anterior/ Baixo	Estreita
ML	Translação	7	40	Anterior	Estreita

Transferência 1						
Eixo	Letra	Tipo	Amplitude (cm)	Velocidade (cm/s)	Direção	Base
ML	S	Translação	7	40	Posterior	Estreita
ML	J	Combinação	7	40	Anterior/ Baixo	Estreita
ML	U	Translação	7	40	Anterior	Estreita
ML	P	Combinação	7	40	Posterior/cima	Estreita
AP	C	Translação	7	40	Posterior	Estreita
AP	O	Combinação	7	40	Anterior/ Baixo	Estreita
AP	T	Combinação	7	40	Anterior	Estreita
AP	Q	Translação	7	40	Posterior/cima	Estreita

Transferência 2					
Eixo	Tipo	Amplitude (cm)	Velocidade (cm/s)	Direção	Base
ML	Translação	7	50	Posterior	Estreita
ML	Combinação	7	50	Anterior/ Baixo	Estreita
ML	Translação	7	50	Anterior	Estreita
ML	Combinação	7	50	Posterior/cima	Estreita
AP	Translação	7	50	Posterior	Estreita
AP	Combinação	7	50	Anterior/ Baixo	Estreita
AP	Translação	7	50	Anterior	Estreita
AP	Combinação	7	50	Posterior/cima	Estreita

ANEXO 2- Protocolo de Treinamento de Recuperação do Equilíbrio corporal

Bloco 1 - Dia 1					
EIXO	AMPLITUDE	VELOCIDADE	TIPO	DIREÇÃO	BASE DE SUPORTE
AP	7	20	TRAN	ANT	ampla
AP	7	20	TRAN	ANT	ampla
AP	7	20	TRAN	ANT	ampla
AP	7	20	TRAN	ANT	ampla
AP	7	20	TRAN	POST	ampla
AP	7	20	TRAN	POST	ampla
AP	7	20	TRAN	POST	ampla
AP	7	20	TRAN	POST	ampla
AP	7	20	COMB	POST / CIMA	ampla
AP	7	20	COMB	POST / CIMA	ampla
AP	7	20	COMB	POST / CIMA	ampla
AP	7	20	COMB	POST / CIMA	ampla
AP	7	20	COMB	ANT / BAIXO	ampla
AP	7	20	COMB	ANT / BAIXO	ampla
AP	7	20	COMB	ANT / BAIXO	ampla
AP	7	20	COMB	ANT / BAIXO	ampla

Bloco 2 - Dia 1					
EIXO	AMPLITUDE	VELOCIDADE	TIPO	DIREÇÃO	BASE DE SUPORTE
AP	7	20	TRAN	ANT	ampla
AP	7	20	TRAN	ANT	ampla
AP	7	20	TRAN	ANT	ampla
AP	7	20	TRAN	ANT	ampla
AP	7	20	TRAN	POST	ampla
AP	7	20	TRAN	POST	ampla
AP	7	20	TRAN	POST	ampla
AP	7	20	TRAN	POST	ampla
AP	7	20	COMB	POST / CIMA	ampla
AP	7	20	COMB	POST / CIMA	ampla
AP	7	20	COMB	POST / CIMA	ampla
AP	7	20	COMB	POST / CIMA	ampla
AP	7	20	COMB	ANT / BAIXO	ampla
AP	7	20	COMB	ANT / BAIXO	ampla
AP	7	20	COMB	ANT / BAIXO	ampla
AP	7	20	COMB	ANT / BAIXO	ampla

Bloco 3 - Dia 1					
EIXO	AMPLITUDE	VELOCIDADE	TIPO	DIREÇÃO	BASE DE SUPORTE
AP	7	40	TRAN	ANT	ampla
AP	7	40	TRAN	ANT	ampla
AP	7	40	TRAN	ANT	ampla
AP	7	40	TRAN	ANT	ampla
AP	7	40	TRAN	POST	ampla
AP	7	40	TRAN	POST	ampla
AP	7	40	TRAN	POST	ampla
AP	7	40	TRAN	POST	ampla
AP	7	40	COMB	POST / CIMA	ampla
AP	7	40	COMB	POST / CIMA	ampla
AP	7	40	COMB	POST / CIMA	ampla
AP	7	40	COMB	POST / CIMA	ampla
AP	7	40	COMB	ANT / BAIXO	ampla
AP	7	40	COMB	ANT / BAIXO	ampla
AP	7	40	COMB	ANT / BAIXO	ampla
AP	7	40	COMB	ANT / BAIXO	ampla

Bloco 4 - Dia 1					
EIXO	AMPLITUDE	VELOCIDADE	TIPO	DIREÇÃO	BASE DE SUPORTE
AP	7	40	TRAN	ANT	ampla
AP	7	40	TRAN	ANT	ampla
AP	7	40	TRAN	ANT	ampla
AP	7	40	TRAN	ANT	ampla
AP	7	40	TRAN	POST	ampla
AP	7	40	TRAN	POST	ampla
AP	7	40	TRAN	POST	ampla
AP	7	40	TRAN	POST	ampla
AP	7	40	COMB	POST / CIMA	ampla
AP	7	40	COMB	POST / CIMA	ampla
AP	7	40	COMB	POST / CIMA	ampla
AP	7	40	COMB	POST / CIMA	ampla
AP	7	40	COMB	ANT / BAIXO	ampla
AP	7	40	COMB	ANT / BAIXO	ampla
AP	7	40	COMB	ANT / BAIXO	ampla
AP	7	40	COMB	ANT / BAIXO	ampla

Bloco 5 - Dia 1					
EIXO	AMPLITUDE	VELOCIDADE	TIPO	DIREÇÃO	BASE DE SUPORTE
ML	7	20	TRAN	ANT	ampla
ML	7	20	TRAN	ANT	ampla
ML	7	20	TRAN	ANT	ampla
ML	7	20	TRAN	ANT	ampla
ML	7	20	TRAN	POST	ampla
ML	7	20	TRAN	POST	ampla
ML	7	20	TRAN	POST	ampla
ML	7	20	TRAN	POST	ampla
ML	7	20	COMB	POST / CIMA	ampla
ML	7	20	COMB	POST / CIMA	ampla
ML	7	20	COMB	POST / CIMA	ampla
ML	7	20	COMB	POST / CIMA	ampla
ML	7	20	COMB	ANT / BAIXO	ampla
ML	7	20	COMB	ANT / BAIXO	ampla
ML	7	20	COMB	ANT / BAIXO	ampla
ML	7	20	COMB	ANT / BAIXO	ampla

Bloco 6 - Dia 1					
EIXO	AMPLITUDE	VELOCIDADE	TIPO	DIREÇÃO	BASE DE SUPORTE
ML	7	20	TRAN	ANT	ampla
ML	7	20	TRAN	ANT	ampla
ML	7	20	TRAN	ANT	ampla
ML	7	20	TRAN	ANT	ampla
ML	7	20	TRAN	POST	ampla
ML	7	20	TRAN	POST	ampla
ML	7	20	TRAN	POST	ampla
ML	7	20	TRAN	POST	ampla
ML	7	20	COMB	POST / CIMA	ampla
ML	7	20	COMB	POST / CIMA	ampla
ML	7	20	COMB	POST / CIMA	ampla
ML	7	20	COMB	POST / CIMA	ampla
ML	7	20	COMB	ANT / BAIXO	ampla
ML	7	20	COMB	ANT / BAIXO	ampla
ML	7	20	COMB	ANT / BAIXO	ampla
ML	7	20	COMB	ANT / BAIXO	ampla

Bloco 7 - Dia 1					
EIXO	AMPLITUDE	VELOCIDADE	TIPO	DIREÇÃO	BASE DE SUPORTE
ML	7	40	TRAN	ANT	ampla
ML	7	40	TRAN	ANT	ampla
ML	7	40	TRAN	ANT	ampla
ML	7	40	TRAN	ANT	ampla
ML	7	40	TRAN	POST	ampla
ML	7	40	TRAN	POST	ampla
ML	7	40	TRAN	POST	ampla
ML	7	40	TRAN	POST	ampla
ML	7	40	COMB	POST / CIMA	ampla
ML	7	40	COMB	POST / CIMA	ampla
ML	7	40	COMB	POST / CIMA	ampla
ML	7	40	COMB	POST / CIMA	ampla
ML	7	40	COMB	ANT / BAIXO	ampla
ML	7	40	COMB	ANT / BAIXO	ampla
ML	7	40	COMB	ANT / BAIXO	ampla
ML	7	40	COMB	ANT / BAIXO	ampla

Bloco 8 - Dia 1					
EIXO	AMPLITUDE	VELOCIDADE	TIPO	DIREÇÃO	BASE DE SUPORTE
ML	7	40	TRAN	ANT	ampla
ML	7	40	TRAN	ANT	ampla
ML	7	40	TRAN	ANT	ampla
ML	7	40	TRAN	ANT	ampla
ML	7	40	TRAN	POST	ampla
ML	7	40	TRAN	POST	ampla
ML	7	40	TRAN	POST	ampla
ML	7	40	TRAN	POST	ampla
ML	7	40	COMB	POST / CIMA	ampla
ML	7	40	COMB	POST / CIMA	ampla
ML	7	40	COMB	POST / CIMA	ampla
ML	7	40	COMB	POST / CIMA	ampla
ML	7	40	COMB	ANT / BAIXO	ampla
ML	7	40	COMB	ANT / BAIXO	ampla
ML	7	40	COMB	ANT / BAIXO	ampla
ML	7	40	COMB	ANT / BAIXO	ampla

Bloco 1 - Dia 2					
EIXO	AMPLITUDE	VELOCIDADE	TIPO	DIREÇÃO	BASE DE SUPORTE
ML	7	20	TRAN	POST	ampla
ML	7	20	COMB	POST / CIMA	ampla
ML	7	40	COMB	POST / CIMA	ampla
ML	7	20	TRAN	ANT	ampla
ML	7	20	COMB	ANT / BAIXO	ampla
ML	7	40	TRAN	ANT	ampla
ML	7	40	TRAN	POST	ampla
ML	7	20	TRAN	POST	ampla
ML	7	20	COMB	ANT / BAIXO	ampla
ML	7	40	TRAN	ANT	ampla
ML	7	40	TRAN	POST	ampla
ML	7	40	COMB	POST / CIMA	ampla
ML	7	20	COMB	POST / CIMA	ampla
ML	7	20	COMB	ANT / BAIXO	ampla
ML	7	40	TRAN	ANT	ampla
ML	7	20	TRAN	ANT	ampla

Bloco 2 - Dia 2					
EIXO	AMPLITUDE	VELOCIDADE	TIPO	DIREÇÃO	BASE DE SUPORTE
ML	7	40	COMB	ANT / BAIXO	ampla
ML	7	40	TRAN	ANT	ampla
ML	7	40	COMB	POST / CIMA	ampla
ML	7	20	COMB	ANT / BAIXO	ampla
ML	7	20	TRAN	POST	ampla
ML	7	40	COMB	ANT / BAIXO	ampla
ML	7	20	TRAN	ANT	ampla
ML	7	40	TRAN	POST	ampla
ML	7	40	COMB	POST / CIMA	ampla
ML	7	20	TRAN	ANT	ampla
ML	7	40	COMB	ANT / BAIXO	ampla
ML	7	40	COMB	POST / CIMA	ampla
ML	7	20	COMB	POST / CIMA	ampla
ML	7	40	TRAN	POST	ampla
ML	7	40	COMB	ANT / BAIXO	ampla
ML	7	20	TRAN	POST	ampla

Bloco 3 - Dia 2					
EIXO	AMPLITUDE	VELOCIDADE	TIPO	DIREÇÃO	BASE DE SUPORTE
ML	7	20	TRAN	POST	ampla
ML	7	20	COMB	POST / CIMA	ampla
ML	7	40	COMB	POST / CIMA	ampla
ML	7	20	TRAN	ANT	ampla
ML	7	20	COMB	ANT / BAIXO	ampla
ML	7	40	TRAN	ANT	ampla
ML	7	40	TRAN	POST	ampla
ML	7	20	TRAN	POST	ampla
ML	7	20	COMB	ANT / BAIXO	ampla
ML	7	40	TRAN	ANT	ampla
ML	7	40	TRAN	POST	ampla
ML	7	40	COMB	POST / CIMA	ampla
ML	7	20	COMB	POST / CIMA	ampla
ML	7	20	COMB	ANT / BAIXO	ampla
ML	7	40	TRAN	ANT	ampla
ML	7	20	TRAN	ANT	ampla

Bloco 4 - Dia 2					
EIXO	AMPLITUDE	VELOCIDADE	TIPO	DIREÇÃO	BASE DE SUPORTE
ML	7	40	COMB	ANT / BAIXO	ampla
ML	7	40	TRAN	ANT	ampla
ML	7	40	COMB	POST / CIMA	ampla
ML	7	20	COMB	ANT / BAIXO	ampla
ML	7	20	TRAN	POST	ampla
ML	7	40	COMB	ANT / BAIXO	ampla
ML	7	20	TRAN	ANT	ampla
ML	7	40	TRAN	POST	ampla
ML	7	40	COMB	POST / CIMA	ampla
ML	7	20	TRAN	ANT	ampla
ML	7	40	COMB	ANT / BAIXO	ampla
ML	7	40	COMB	POST / CIMA	ampla
ML	7	20	COMB	POST / CIMA	ampla
ML	7	40	TRAN	POST	ampla
ML	7	40	COMB	ANT / BAIXO	ampla
ML	7	20	TRAN	POST	ampla

Bloco 5 - Dia 2					
EIXO	AMPLITUDE	VELOCIDADE	TIPO	DIREÇÃO	BASE DE SUPORTE
AP	7	20	TRAN	POST	ampla
AP	7	20	COMB	POST / CIMA	ampla
AP	7	40	COMB	POST / CIMA	ampla
AP	7	20	TRAN	ANT	ampla
AP	7	20	COMB	ANT / BAIXO	ampla
AP	7	40	TRAN	ANT	ampla
AP	7	40	TRAN	POST	ampla
AP	7	20	TRAN	POST	ampla
AP	7	20	COMB	ANT / BAIXO	ampla
AP	7	40	TRAN	ANT	ampla
AP	7	40	TRAN	POST	ampla
AP	7	40	COMB	POST / CIMA	ampla
AP	7	20	COMB	POST / CIMA	ampla
AP	7	20	COMB	ANT / BAIXO	ampla
AP	7	40	TRAN	ANT	ampla
AP	7	20	TRAN	ANT	ampla

Bloco 6 - Dia 2					
EIXO	AMPLITUDE	VELOCIDADE	TIPO	DIREÇÃO	BASE DE SUPORTE
AP	7	40	COMB	ANT / BAIXO	ampla
AP	7	40	TRAN	ANT	ampla
AP	7	40	COMB	POST / CIMA	ampla
AP	7	20	COMB	ANT / BAIXO	ampla
AP	7	20	TRAN	POST	ampla
AP	7	40	COMB	ANT / BAIXO	ampla
AP	7	20	TRAN	ANT	ampla
AP	7	40	TRAN	POST	ampla
AP	7	40	COMB	POST / CIMA	ampla
AP	7	20	TRAN	ANT	ampla
AP	7	40	COMB	ANT / BAIXO	ampla
AP	7	40	COMB	POST / CIMA	ampla
AP	7	20	COMB	POST / CIMA	ampla
AP	7	40	TRAN	POST	ampla
AP	7	40	COMB	ANT / BAIXO	ampla
AP	7	20	TRAN	POST	ampla

Bloco7 - Dia 2					
EIXO	AMPLITUDE	VELOCIDADE	TIPO	DIREÇÃO	BASE DE SUPORTE
AP	7	20	TRAN	POST	ampla
AP	7	20	COMB	POST / CIMA	ampla
AP	7	40	COMB	POST / CIMA	ampla
AP	7	20	TRAN	ANT	ampla
AP	7	20	COMB	ANT / BAIXO	ampla
AP	7	40	TRAN	ANT	ampla
AP	7	40	TRAN	POST	ampla
AP	7	20	TRAN	POST	ampla
AP	7	20	COMB	ANT / BAIXO	ampla
AP	7	40	TRAN	ANT	ampla
AP	7	40	TRAN	POST	ampla
AP	7	40	COMB	POST / CIMA	ampla
AP	7	20	COMB	POST / CIMA	ampla
AP	7	20	COMB	ANT / BAIXO	ampla
AP	7	40	TRAN	ANT	ampla
AP	7	20	TRAN	ANT	ampla

Bloco 8 - Dia 2					
EIXO	AMPLITUDE	VELOCIDADE	TIPO	DIREÇÃO	BASE DE SUPORTE
AP	7	40	COMB	ANT / BAIXO	ampla
AP	7	40	TRAN	ANT	ampla
AP	7	40	COMB	POST / CIMA	ampla
AP	7	20	COMB	ANT / BAIXO	ampla
AP	7	20	TRAN	POST	ampla
AP	7	40	COMB	ANT / BAIXO	ampla
AP	7	20	TRAN	ANT	ampla
AP	7	40	TRAN	POST	ampla
AP	7	40	COMB	POST / CIMA	ampla
AP	7	20	TRAN	ANT	ampla
AP	7	40	COMB	ANT / BAIXO	ampla
AP	7	40	COMB	POST / CIMA	ampla
AP	7	20	COMB	POST / CIMA	ampla
AP	7	40	TRAN	POST	ampla
AP	7	40	COMB	ANT / BAIXO	ampla
AP	7	20	TRAN	POST	ampla

Bloco 1 - Dia 3					
EIXO	AMPLITUDE	VELOCIDADE	TIPO	DIREÇÃO	BASE DE SUPORTE
AP	7	20	TRAN	POST	ampla
AP	7	20	COMB	POST / CIMA	ampla
AP	7	40	COMB	POST / CIMA	ampla
AP	7	20	TRAN	ANT	ampla
AP	7	20	COMB	ANT / BAIXO	ampla
AP	7	40	TRAN	ANT	ampla
AP	7	40	TRAN	POST	ampla
AP	7	20	TRAN	POST	ampla
AP	7	20	COMB	ANT / BAIXO	ampla
AP	7	40	TRAN	ANT	ampla
AP	7	40	TRAN	POST	ampla
AP	7	40	COMB	POST / CIMA	ampla
AP	7	20	COMB	POST / CIMA	ampla
AP	7	20	COMB	ANT / BAIXO	ampla
AP	7	40	TRAN	ANT	ampla
AP	7	20	TRAN	ANT	ampla

Bloco 2 - Dia 3					
EIXO	AMPLITUDE	VELOCIDADE	TIPO	DIREÇÃO	BASE DE SUPORTE
AP	7	40	COMB	ANT / BAIXO	ampla
AP	7	40	TRAN	ANT	ampla
AP	7	40	COMB	POST / CIMA	ampla
AP	7	20	COMB	ANT / BAIXO	ampla
AP	7	20	TRAN	POST	ampla
AP	7	40	COMB	ANT / BAIXO	ampla
AP	7	20	TRAN	ANT	ampla
AP	7	40	TRAN	POST	ampla
AP	7	40	COMB	POST / CIMA	ampla
AP	7	20	TRAN	ANT	ampla
AP	7	40	COMB	ANT / BAIXO	ampla
AP	7	40	COMB	POST / CIMA	ampla
AP	7	20	COMB	POST / CIMA	ampla
AP	7	40	TRAN	POST	ampla
AP	7	40	COMB	ANT / BAIXO	ampla
AP	7	20	TRAN	POST	ampla

Bloco 3 - Dia 3					
EIXO	AMPLITUDE	VELOCIDADE	TIPO	DIREÇÃO	BASE DE SUPORTE
AP	7	20	TRAN	POST	ampla
AP	7	20	COMB	POST / CIMA	ampla
AP	7	40	COMB	POST / CIMA	ampla
AP	7	20	TRAN	ANT	ampla
AP	7	20	COMB	ANT / BAIXO	ampla
AP	7	40	TRAN	ANT	ampla
AP	7	40	TRAN	POST	ampla
AP	7	20	TRAN	POST	ampla
AP	7	20	COMB	ANT / BAIXO	ampla
AP	7	40	TRAN	ANT	ampla
AP	7	40	TRAN	POST	ampla
AP	7	40	COMB	POST / CIMA	ampla
AP	7	20	COMB	POST / CIMA	ampla
AP	7	20	COMB	ANT / BAIXO	ampla
AP	7	40	TRAN	ANT	ampla
AP	7	20	TRAN	ANT	ampla

Bloco 4 - Dia 3					
EIXO	AMPLITUDE	VELOCIDADE	TIPO	DIREÇÃO	BASE DE SUPORTE
AP	7	40	COMB	ANT / BAIXO	ampla
AP	7	40	TRAN	ANT	ampla
AP	7	40	COMB	POST / CIMA	ampla
AP	7	20	COMB	ANT / BAIXO	ampla
AP	7	20	TRAN	POST	ampla
AP	7	40	COMB	ANT / BAIXO	ampla
AP	7	20	TRAN	ANT	ampla
AP	7	40	TRAN	POST	ampla
AP	7	40	COMB	POST / CIMA	ampla
AP	7	20	TRAN	ANT	ampla
AP	7	40	COMB	ANT / BAIXO	ampla
AP	7	40	COMB	POST / CIMA	ampla
AP	7	20	COMB	POST / CIMA	ampla
AP	7	40	TRAN	POST	ampla
AP	7	40	COMB	ANT / BAIXO	ampla
AP	7	20	TRAN	POST	ampla

Bloco 5 - Dia 3					
EIXO	AMPLITUDE	VELOCIDADE	TIPO	DIREÇÃO	BASE DE SUPORTE
ML	7	20	TRAN	POST	ampla
ML	7	20	COMB	POST / CIMA	ampla
ML	7	40	COMB	POST / CIMA	ampla
ML	7	20	TRAN	ANT	ampla
ML	7	20	COMB	ANT / BAIXO	ampla
ML	7	40	TRAN	ANT	ampla
ML	7	40	TRAN	POST	ampla
ML	7	20	TRAN	POST	ampla
ML	7	20	COMB	ANT / BAIXO	ampla
ML	7	40	TRAN	ANT	ampla
ML	7	40	TRAN	POST	ampla
ML	7	40	COMB	POST / CIMA	ampla
ML	7	20	COMB	POST / CIMA	ampla
ML	7	20	COMB	ANT / BAIXO	ampla
ML	7	40	TRAN	ANT	ampla
ML	7	20	TRAN	ANT	ampla

Bloco 6 - Dia 3					
EIXO	AMPLITUDE	VELOCIDADE	TIPO	DIREÇÃO	BASE DE SUPORTE
ML	7	40	COMB	ANT / BAIXO	ampla
ML	7	40	TRAN	ANT	ampla
ML	7	40	COMB	POST / CIMA	ampla
ML	7	20	COMB	ANT / BAIXO	ampla
ML	7	20	TRAN	POST	ampla
ML	7	40	COMB	ANT / BAIXO	ampla
ML	7	20	TRAN	ANT	ampla
ML	7	40	TRAN	POST	ampla
ML	7	40	COMB	POST / CIMA	ampla
ML	7	20	TRAN	ANT	ampla
ML	7	40	COMB	ANT / BAIXO	ampla
ML	7	40	COMB	POST / CIMA	ampla
ML	7	20	COMB	POST / CIMA	ampla
ML	7	40	TRAN	POST	ampla
ML	7	40	COMB	ANT / BAIXO	ampla
ML	7	20	TRAN	POST	ampla

Bloco 7 - Dia 3					
EIXO	AMPLITUDE	VELOCIDADE	TIPO	DIREÇÃO	BASE DE SUPORTE
ML	7	20	TRAN	POST	ampla
ML	7	20	COMB	POST / CIMA	ampla
ML	7	40	COMB	POST / CIMA	ampla
ML	7	20	TRAN	ANT	ampla
ML	7	20	COMB	ANT / BAIXO	ampla
ML	7	40	TRAN	ANT	ampla
ML	7	40	TRAN	POST	ampla
ML	7	20	TRAN	POST	ampla
ML	7	20	COMB	ANT / BAIXO	ampla
ML	7	40	TRAN	ANT	ampla
ML	7	40	TRAN	POST	ampla
ML	7	40	COMB	POST / CIMA	ampla
ML	7	20	COMB	POST / CIMA	ampla
ML	7	20	COMB	ANT / BAIXO	ampla
ML	7	40	TRAN	ANT	ampla
ML	7	20	TRAN	ANT	ampla

Bloco 8 - Dia 3					
EIXO	AMPLITUDE	VELOCIDADE	TIPO	DIREÇÃO	BASE DE SUPORTE
ML	7	40	COMB	ANT / BAIXO	ampla
ML	7	40	TRAN	ANT	ampla
ML	7	40	COMB	POST / CIMA	ampla
ML	7	20	COMB	ANT / BAIXO	ampla
ML	7	20	TRAN	POST	ampla
ML	7	40	COMB	ANT / BAIXO	ampla
ML	7	20	TRAN	ANT	ampla
ML	7	40	TRAN	POST	ampla
ML	7	40	COMB	POST / CIMA	ampla
ML	7	20	TRAN	ANT	ampla
ML	7	40	COMB	ANT / BAIXO	ampla
ML	7	40	COMB	POST / CIMA	ampla
ML	7	20	COMB	POST / CIMA	ampla
ML	7	40	TRAN	POST	ampla
ML	7	40	COMB	ANT / BAIXO	ampla
ML	7	20	TRAN	POST	ampla

Bloco 1 - Dia 4					
EIXO	AMPLITUDE	VELOCIDADE	TIPO	DIREÇÃO	BASE DE SUPORTE
AP	7	40	TRAN	ANT	Estreita
AP	7	20	COMB	POST/CIMA	Estreita
AP	7	20	TRAN	ANT	Estreita
AP	7	20	COMB	ANT/BAIXO	Estreita
AP	7	40	TRAN	POST	Estreita
AP	7	40	COMB	ANT/BAIXO	Estreita
AP	7	40	COMB	POST/CIMA	Estreita
AP	7	20	TRANS	POST	Estreita
AP	7	40	TRAN	ANT	Estreita
AP	7	20	COMB	POST/CIMA	Estreita
AP	7	20	TRAN	ANT	Estreita
AP	7	20	COMB	ANT/BAIXO	Estreita
AP	7	40	TRAN	POST	Estreita
AP	7	40	COMB	ANT/BAIXO	Estreita
AP	7	40	COMB	POST/CIMA	Estreita
AP	7	20	TRANS	POST	Estreita

Bloco 2 - Dia 4					
EIXO	AMPLITUDE	VELOCIDADE	TIPO	DIREÇÃO	BASE DE SUPORTE
AP	7	40	TRAN	ANT	Estreita
AP	7	20	COMB	POST/CIMA	Estreita
AP	7	20	TRAN	ANT	Estreita
AP	7	20	COMB	ANT/BAIXO	Estreita
AP	7	40	TRAN	POST	Estreita
AP	7	40	COMB	ANT/BAIXO	Estreita
AP	7	40	COMB	POST/CIMA	Estreita
AP	7	20	TRANS	POST	Estreita
AP	7	40	TRAN	ANT	Estreita
AP	7	20	COMB	POST/CIMA	Estreita
AP	7	20	TRAN	ANT	Estreita
AP	7	20	COMB	ANT/BAIXO	Estreita
AP	7	40	TRAN	POST	Estreita
AP	7	40	COMB	ANT/BAIXO	Estreita
AP	7	40	COMB	POST/CIMA	Estreita
AP	7	20	TRANS	POST	Estreita

Bloco 3 - Dia 4					
EIXO	AMPLITUDE	VELOCIDADE	TIPO	DIREÇÃO	BASE DE SUPORTE
AP	7	40	TRAN	ANT	Estreita
AP	7	20	COMB	POST/CIMA	Estreita
AP	7	20	TRAN	ANT	Estreita
AP	7	20	COMB	ANT/BAIXO	Estreita
AP	7	40	TRAN	POST	Estreita
AP	7	40	COMB	ANT/BAIXO	Estreita
AP	7	40	COMB	POST/CIMA	Estreita
AP	7	20	TRANS	POST	Estreita
AP	7	40	TRAN	ANT	Estreita
AP	7	20	COMB	POST/CIMA	Estreita
AP	7	20	TRAN	ANT	Estreita
AP	7	20	COMB	ANT/BAIXO	Estreita
AP	7	40	TRAN	POST	Estreita
AP	7	40	COMB	ANT/BAIXO	Estreita
AP	7	40	COMB	POST/CIMA	Estreita
AP	7	20	TRANS	POST	Estreita

Bloco 4 - Dia 4					
EIXO	AMPLITUDE	VELOCIDADE	TIPO	DIREÇÃO	BASE DE SUPORTE
AP	7	40	TRAN	ANT	Estreita
AP	7	20	COMB	POST/CIMA	Estreita
AP	7	20	TRAN	ANT	Estreita
AP	7	20	COMB	ANT/BAIXO	Estreita
AP	7	40	TRAN	POST	Estreita
AP	7	40	COMB	ANT/BAIXO	Estreita
AP	7	40	COMB	POST/CIMA	Estreita
AP	7	20	TRANS	POST	Estreita
AP	7	40	TRAN	ANT	Estreita
AP	7	20	COMB	POST/CIMA	Estreita
AP	7	20	TRAN	ANT	Estreita
AP	7	20	COMB	ANT/BAIXO	Estreita
AP	7	40	TRAN	POST	Estreita
AP	7	40	COMB	ANT/BAIXO	Estreita
AP	7	40	COMB	POST/CIMA	Estreita
AP	7	20	TRANS	POST	Estreita

Bloco 5 - Dia 4					
EIXO	AMPLITUDE	VELOCIDADE	TIPO	DIREÇÃO	BASE DE SUPORTE
ML	7	40	TRAN	ANT	Estreita
ML	7	20	COMB	POST/CIMA	Estreita
ML	7	20	TRAN	ANT	Estreita
ML	7	20	COMB	ANT/BAIXO	Estreita
ML	7	40	TRAN	POST	Estreita
ML	7	40	COMB	ANT/BAIXO	Estreita
ML	7	40	COMB	POST/CIMA	Estreita
ML	7	20	TRANS	POST	Estreita
ML	7	40	TRAN	ANT	Estreita
ML	7	20	COMB	POST/CIMA	Estreita
ML	7	20	TRAN	ANT	Estreita
ML	7	20	COMB	ANT/BAIXO	Estreita
ML	7	40	TRAN	POST	Estreita
ML	7	40	COMB	ANT/BAIXO	Estreita
ML	7	40	COMB	POST/CIMA	Estreita
ML	7	20	TRANS	POST	Estreita

Bloco 6 - Dia 4					
EIXO	AMPLITUDE	VELOCIDADE	TIPO	DIREÇÃO	BASE DE SUPORTE
ML	7	40	TRAN	ANT	Estreita
ML	7	20	COMB	POST/CIMA	Estreita
ML	7	20	TRAN	ANT	Estreita
ML	7	20	COMB	ANT/BAIXO	Estreita
ML	7	40	TRAN	POST	Estreita
ML	7	40	COMB	ANT/BAIXO	Estreita
ML	7	40	COMB	POST/CIMA	Estreita
ML	7	20	TRANS	POST	Estreita
ML	7	40	TRAN	ANT	Estreita
ML	7	20	COMB	POST/CIMA	Estreita
ML	7	20	TRAN	ANT	Estreita
ML	7	20	COMB	ANT/BAIXO	Estreita
ML	7	40	TRAN	POST	Estreita
ML	7	40	COMB	ANT/BAIXO	Estreita
ML	7	40	COMB	POST/CIMA	Estreita
ML	7	20	TRANS	POST	Estreita

Bloco 7 - Dia 4					
EIXO	AMPLITUDE	VELOCIDADE	TIPO	DIREÇÃO	BASE DE SUPORTE
ML	7	40	TRAN	ANT	Estreita
ML	7	20	COMB	POST/CIMA	Estreita
ML	7	20	TRAN	ANT	Estreita
ML	7	20	COMB	ANT/BAIXO	Estreita
ML	7	40	TRAN	POST	Estreita
ML	7	40	COMB	ANT/BAIXO	Estreita
ML	7	40	COMB	POST/CIMA	Estreita
ML	7	20	TRANS	POST	Estreita
ML	7	40	TRAN	ANT	Estreita
ML	7	20	COMB	POST/CIMA	Estreita
ML	7	20	TRAN	ANT	Estreita
ML	7	20	COMB	ANT/BAIXO	Estreita
ML	7	40	TRAN	POST	Estreita
ML	7	40	COMB	ANT/BAIXO	Estreita
ML	7	40	COMB	POST/CIMA	Estreita
ML	7	20	TRANS	POST	Estreita

Bloco 8 - Dia 4					
EIXO	AMPLITUDE	VELOCIDADE	TIPO	DIREÇÃO	BASE DE SUPORTE
ML	7	40	TRAN	ANT	Estreita
ML	7	20	COMB	POST/CIMA	Estreita
ML	7	20	TRAN	ANT	Estreita
ML	7	20	COMB	ANT/BAIXO	Estreita
ML	7	40	TRAN	POST	Estreita
ML	7	40	COMB	ANT/BAIXO	Estreita
ML	7	40	COMB	POST/CIMA	Estreita
ML	7	20	TRANS	POST	Estreita
ML	7	40	TRAN	ANT	Estreita
ML	7	20	COMB	POST/CIMA	Estreita
ML	7	20	TRAN	ANT	Estreita
ML	7	20	COMB	ANT/BAIXO	Estreita
ML	7	40	TRAN	POST	Estreita
ML	7	40	COMB	ANT/BAIXO	Estreita
ML	7	40	COMB	POST/CIMA	Estreita
ML	7	20	TRANS	POST	Estreita

Bloco 1 - Dia 5					
EIXO	AMPLITUDE	VELOCIDADE	TIPO	DIREÇÃO	BASE DE SUPORTE
ML	7	40	TRAN	ANT	Estreita
ML	7	20	COMB	POST/CIMA	Estreita
ML	7	20	TRAN	ANT	Estreita
ML	7	20	COMB	ANT/BAIXO	Estreita
ML	7	40	TRAN	POST	Estreita
ML	7	40	COMB	ANT/BAIXO	Estreita
ML	7	40	COMB	POST/CIMA	Estreita
ML	7	20	TRANS	POST	Estreita
ML	7	40	TRAN	ANT	Estreita
ML	7	20	COMB	POST/CIMA	Estreita
ML	7	20	TRAN	ANT	Estreita
ML	7	20	COMB	ANT/BAIXO	Estreita
ML	7	40	TRAN	POST	Estreita
ML	7	40	COMB	ANT/BAIXO	Estreita
ML	7	40	COMB	POST/CIMA	Estreita
ML	7	20	TRANS	POST	Estreita

Bloco 2 - Dia 5					
EIXO	AMPLITUDE	VELOCIDADE	TIPO	DIREÇÃO	BASE DE SUPORTE
ML	7	40	TRAN	ANT	Estreita
ML	7	20	COMB	POST/CIMA	Estreita
ML	7	20	TRAN	ANT	Estreita
ML	7	20	COMB	ANT/BAIXO	Estreita
ML	7	40	TRAN	POST	Estreita
ML	7	40	COMB	ANT/BAIXO	Estreita
ML	7	40	COMB	POST/CIMA	Estreita
ML	7	20	TRANS	POST	Estreita
ML	7	40	TRAN	ANT	Estreita
ML	7	20	COMB	POST/CIMA	Estreita
ML	7	20	TRAN	ANT	Estreita
ML	7	20	COMB	ANT/BAIXO	Estreita
ML	7	40	TRAN	POST	Estreita
ML	7	40	COMB	ANT/BAIXO	Estreita
ML	7	40	COMB	POST/CIMA	Estreita
ML	7	20	TRANS	POST	Estreita

Bloco 3 - Dia 5					
EIXO	AMPLITUDE	VELOCIDADE	TIPO	DIREÇÃO	BASE DE SUPORTE
ML	7	40	TRAN	ANT	Estreita
ML	7	20	COMB	POST/CIMA	Estreita
ML	7	20	TRAN	ANT	Estreita
ML	7	20	COMB	ANT/BAIXO	Estreita
ML	7	40	TRAN	POST	Estreita
ML	7	40	COMB	ANT/BAIXO	Estreita
ML	7	40	COMB	POST/CIMA	Estreita
ML	7	20	TRANS	POST	Estreita
ML	7	40	TRAN	ANT	Estreita
ML	7	20	COMB	POST/CIMA	Estreita
ML	7	20	TRAN	ANT	Estreita
ML	7	20	COMB	ANT/BAIXO	Estreita
ML	7	40	TRAN	POST	Estreita
ML	7	40	COMB	ANT/BAIXO	Estreita
ML	7	40	COMB	POST/CIMA	Estreita
ML	7	20	TRANS	POST	Estreita

Bloco 4 - Dia 5					
EIXO	AMPLITUDE	VELOCIDADE	TIPO	DIREÇÃO	BASE DE SUPORTE
ML	7	40	TRAN	ANT	Estreita
ML	7	20	COMB	POST/CIMA	Estreita
ML	7	20	TRAN	ANT	Estreita
ML	7	20	COMB	ANT/BAIXO	Estreita
ML	7	40	TRAN	POST	Estreita
ML	7	40	COMB	ANT/BAIXO	Estreita
ML	7	40	COMB	POST/CIMA	Estreita
ML	7	20	TRANS	POST	Estreita
ML	7	40	TRAN	ANT	Estreita
ML	7	20	COMB	POST/CIMA	Estreita
ML	7	20	TRAN	ANT	Estreita
ML	7	20	COMB	ANT/BAIXO	Estreita
ML	7	40	TRAN	POST	Estreita
ML	7	40	COMB	ANT/BAIXO	Estreita
ML	7	40	COMB	POST/CIMA	Estreita
ML	7	20	TRANS	POST	Estreita

Bloco 5 - Dia 5					
EIXO	AMPLITUDE	VELOCIDADE	TIPO	DIREÇÃO	BASE DE SUPORTE
AP	7	40	TRAN	ANT	Estreita
AP	7	20	COMB	POST/CIMA	Estreita
AP	7	20	TRAN	ANT	Estreita
AP	7	20	COMB	ANT/BAIXO	Estreita
AP	7	40	TRAN	POST	Estreita
AP	7	40	COMB	ANT/BAIXO	Estreita
AP	7	40	COMB	POST/CIMA	Estreita
AP	7	20	TRANS	POST	Estreita
AP	7	40	TRAN	ANT	Estreita
AP	7	20	COMB	POST/CIMA	Estreita
AP	7	20	TRAN	ANT	Estreita
AP	7	20	COMB	ANT/BAIXO	Estreita
AP	7	40	TRAN	POST	Estreita
AP	7	40	COMB	ANT/BAIXO	Estreita
AP	7	40	COMB	POST/CIMA	Estreita
AP	7	20	TRANS	POST	Estreita

Bloco 6 - Dia 5					
EIXO	AMPLITUDE	VELOCIDADE	TIPO	DIREÇÃO	BASE DE SUPORTE
AP	7	40	TRAN	ANT	Estreita
AP	7	20	COMB	POST/CIMA	Estreita
AP	7	20	TRAN	ANT	Estreita
AP	7	20	COMB	ANT/BAIXO	Estreita
AP	7	40	TRAN	POST	Estreita
AP	7	40	COMB	ANT/BAIXO	Estreita
AP	7	40	COMB	POST/CIMA	Estreita
AP	7	20	TRANS	POST	Estreita
AP	7	40	TRAN	ANT	Estreita
AP	7	20	COMB	POST/CIMA	Estreita
AP	7	20	TRAN	ANT	Estreita
AP	7	20	COMB	ANT/BAIXO	Estreita
AP	7	40	TRAN	POST	Estreita
AP	7	40	COMB	ANT/BAIXO	Estreita
AP	7	40	COMB	POST/CIMA	Estreita
AP	7	20	TRANS	POST	Estreita

Bloco7 - Dia 5					
EIXO	AMPLITUDE	VELOCIDADE	TIPO	DIREÇÃO	BASE DE SUPORTE
AP	7	40	TRAN	ANT	Estreita
AP	7	20	COMB	POST/CIMA	Estreita
AP	7	20	TRAN	ANT	Estreita
AP	7	20	COMB	ANT/BAIXO	Estreita
AP	7	40	TRAN	POST	Estreita
AP	7	40	COMB	ANT/BAIXO	Estreita
AP	7	40	COMB	POST/CIMA	Estreita
AP	7	20	TRANS	POST	Estreita
AP	7	40	TRAN	ANT	Estreita
AP	7	20	COMB	POST/CIMA	Estreita
AP	7	20	TRAN	ANT	Estreita
AP	7	20	COMB	ANT/BAIXO	Estreita
AP	7	40	TRAN	POST	Estreita
AP	7	40	COMB	ANT/BAIXO	Estreita
AP	7	40	COMB	POST/CIMA	Estreita
AP	7	20	TRANS	POST	Estreita

Bloco 8 - Dia 5					
EIXO	AMPLITUDE	VELOCIDADE	TIPO	DIREÇÃO	BASE DE SUPORTE
AP	7	40	TRAN	ANT	Estreita
AP	7	20	COMB	POST/CIMA	Estreita
AP	7	20	TRAN	ANT	Estreita
AP	7	20	COMB	ANT/BAIXO	Estreita
AP	7	40	TRAN	POST	Estreita
AP	7	40	COMB	ANT/BAIXO	Estreita
AP	7	40	COMB	POST/CIMA	Estreita
AP	7	20	TRANS	POST	Estreita
AP	7	40	TRAN	ANT	Estreita
AP	7	20	COMB	POST/CIMA	Estreita
AP	7	20	TRAN	ANT	Estreita
AP	7	20	COMB	ANT/BAIXO	Estreita
AP	7	40	TRAN	POST	Estreita
AP	7	40	COMB	ANT/BAIXO	Estreita
AP	7	40	COMB	POST/CIMA	Estreita
AP	7	20	TRANS	POST	Estreita

Bloco 1 - Dia 6					
EIXO	AMPLITUDE	VELOCIDADE	TIPO	DIREÇÃO	BASE DE SUPORTE
AP	7	20	TRAN	POST	estreita
AP	7	20	COMB	POST / CIMA	estreita
AP	7	40	COMB	POST / CIMA	estreita
AP	7	20	TRAN	ANT	estreita
AP	7	20	COMB	ANT / BAIXO	estreita
AP	7	40	TRAN	ANT	estreita
AP	7	40	TRAN	POST	estreita
AP	7	20	TRAN	POST	estreita
AP	7	20	COMB	ANT / BAIXO	estreita
AP	7	40	TRAN	ANT	estreita
AP	7	40	TRAN	POST	estreita
AP	7	40	COMB	POST / CIMA	estreita
AP	7	20	COMB	POST / CIMA	estreita
AP	7	20	COMB	ANT / BAIXO	estreita
AP	7	40	TRAN	ANT	estreita
AP	7	20	TRAN	ANT	estreita

Bloco 2 - Dia 6					
EIXO	AMPLITUDE	VELOCIDADE	TIPO	DIREÇÃO	BASE DE SUPORTE
AP	7	40	COMB	ANT / BAIXO	estreita
AP	7	40	TRAN	ANT	estreita
AP	7	40	COMB	POST / CIMA	estreita
AP	7	20	COMB	ANT / BAIXO	estreita
AP	7	20	TRAN	POST	estreita
AP	7	40	COMB	ANT / BAIXO	estreita
AP	7	20	TRAN	ANT	estreita
AP	7	40	TRAN	POST	estreita
AP	7	40	COMB	POST / CIMA	estreita
AP	7	20	TRAN	ANT	estreita
AP	7	40	COMB	ANT / BAIXO	estreita
AP	7	40	COMB	POST / CIMA	estreita
AP	7	20	COMB	POST / CIMA	estreita
AP	7	40	TRAN	POST	estreita
AP	7	40	COMB	ANT / BAIXO	estreita
AP	7	20	TRAN	POST	estreita

Bloco 3 - Dia 6					
EIXO	AMPLITUDE	VELOCIDADE	TIPO	DIREÇÃO	BASE DE SUPORTE
AP	7	20	TRAN	POST	estreita
AP	7	20	COMB	POST / CIMA	estreita
AP	7	40	COMB	POST / CIMA	estreita
AP	7	20	TRAN	ANT	estreita
AP	7	20	COMB	ANT / BAIXO	estreita
AP	7	40	TRAN	ANT	estreita
AP	7	40	TRAN	POST	estreita
AP	7	20	TRAN	POST	estreita
AP	7	20	COMB	ANT / BAIXO	estreita
AP	7	40	TRAN	ANT	estreita
AP	7	40	TRAN	POST	estreita
AP	7	40	COMB	POST / CIMA	estreita
AP	7	20	COMB	POST / CIMA	estreita
AP	7	20	COMB	ANT / BAIXO	estreita
AP	7	40	TRAN	ANT	estreita
AP	7	20	TRAN	ANT	estreita

Bloco 4 - Dia 6					
EIXO	AMPLITUDE	VELOCIDADE	TIPO	DIREÇÃO	BASE DE SUPORTE
AP	7	40	COMB	ANT / BAIXO	estreita
AP	7	40	TRAN	ANT	estreita
AP	7	40	COMB	POST / CIMA	estreita
AP	7	20	COMB	ANT / BAIXO	estreita
AP	7	20	TRAN	POST	estreita
AP	7	40	COMB	ANT / BAIXO	estreita
AP	7	20	TRAN	ANT	estreita
AP	7	40	TRAN	POST	estreita
AP	7	40	COMB	POST / CIMA	estreita
AP	7	20	TRAN	ANT	estreita
AP	7	40	COMB	ANT / BAIXO	estreita
AP	7	40	COMB	POST / CIMA	estreita
AP	7	20	COMB	POST / CIMA	estreita
AP	7	40	TRAN	POST	estreita
AP	7	40	COMB	ANT / BAIXO	estreita
AP	7	20	TRAN	POST	estreita

Bloco 5 - Dia 6					
EIXO	AMPLITUDE	VELOCIDADE	TIPO	DIREÇÃO	BASE DE SUPORTE
ML	7	20	TRAN	POST	estreita
ML	7	20	COMB	POST / CIMA	estreita
ML	7	40	COMB	POST / CIMA	estreita
ML	7	20	TRAN	ANT	estreita
ML	7	20	COMB	ANT / BAIXO	estreita
ML	7	40	TRAN	ANT	estreita
ML	7	40	TRAN	POST	estreita
ML	7	20	TRAN	POST	estreita
ML	7	20	COMB	ANT / BAIXO	estreita
ML	7	40	TRAN	ANT	estreita
ML	7	40	TRAN	POST	estreita
ML	7	40	COMB	POST / CIMA	estreita
ML	7	20	COMB	POST / CIMA	estreita
ML	7	20	COMB	ANT / BAIXO	estreita
ML	7	40	TRAN	ANT	estreita
ML	7	20	TRAN	ANT	estreita

Bloco 6 - Dia 6					
EIXO	AMPLITUDE	VELOCIDADE	TIPO	DIREÇÃO	BASE DE SUPORTE
ML	7	40	COMB	ANT / BAIXO	estreita
ML	7	40	TRAN	ANT	estreita
ML	7	40	COMB	POST / CIMA	estreita
ML	7	20	COMB	ANT / BAIXO	estreita
ML	7	20	TRAN	POST	estreita
ML	7	40	COMB	ANT / BAIXO	estreita
ML	7	20	TRAN	ANT	estreita
ML	7	40	TRAN	POST	estreita
ML	7	40	COMB	POST / CIMA	estreita
ML	7	20	TRAN	ANT	estreita
ML	7	40	COMB	ANT / BAIXO	estreita
ML	7	40	COMB	POST / CIMA	estreita
ML	7	20	COMB	POST / CIMA	estreita
ML	7	40	TRAN	POST	estreita
ML	7	40	COMB	ANT / BAIXO	estreita
ML	7	20	TRAN	POST	estreita

Bloco 7 - Dia 6					
EIXO	AMPLITUDE	VELOCIDADE	TIPO	DIREÇÃO	BASE DE SUPORTE
ML	7	20	TRAN	POST	estreita
ML	7	20	COMB	POST / CIMA	estreita
ML	7	40	COMB	POST / CIMA	estreita
ML	7	20	TRAN	ANT	estreita
ML	7	20	COMB	ANT / BAIXO	estreita
ML	7	40	TRAN	ANT	estreita
ML	7	40	TRAN	POST	estreita
ML	7	20	TRAN	POST	estreita
ML	7	20	COMB	ANT / BAIXO	estreita
ML	7	40	TRAN	ANT	estreita
ML	7	40	TRAN	POST	estreita
ML	7	40	COMB	POST / CIMA	estreita
ML	7	20	COMB	POST / CIMA	estreita
ML	7	20	COMB	ANT / BAIXO	estreita
ML	7	40	TRAN	ANT	estreita
ML	7	20	TRAN	ANT	estreita

Bloco 8 - Dia 6					
EIXO	AMPLITUDE	VELOCIDADE	TIPO	DIREÇÃO	BASE DE SUPORTE
ML	7	40	COMB	ANT / BAIXO	estreita
ML	7	40	TRAN	ANT	estreita
ML	7	40	COMB	POST / CIMA	estreita
ML	7	20	COMB	ANT / BAIXO	estreita
ML	7	20	TRAN	POST	estreita
ML	7	40	COMB	ANT / BAIXO	estreita
ML	7	20	TRAN	ANT	estreita
ML	7	40	TRAN	POST	estreita
ML	7	40	COMB	POST / CIMA	estreita
ML	7	20	TRAN	ANT	estreita
ML	7	40	COMB	ANT / BAIXO	estreita
ML	7	40	COMB	POST / CIMA	estreita
ML	7	20	COMB	POST / CIMA	estreita
ML	7	40	TRAN	POST	estreita
ML	7	40	COMB	ANT / BAIXO	estreita
ML	7	20	TRAN	POST	estreita

Bloco 1 - Dia 7					
EIXO	AMPLITUDE	VELOCIDADE	TIPO	DIREÇÃO	BASE DE SUPORTE
ML	7	20	TRAN	POST	estreita
ML	7	20	COMB	POST / CIMA	estreita
ML	7	40	COMB	POST / CIMA	estreita
ML	7	20	TRAN	ANT	estreita
ML	7	20	COMB	ANT / BAIXO	estreita
ML	7	40	TRAN	ANT	estreita
ML	7	40	TRAN	POST	estreita
ML	7	20	TRAN	POST	estreita
ML	7	20	COMB	ANT / BAIXO	estreita
ML	7	40	TRAN	ANT	estreita
ML	7	40	TRAN	POST	estreita
ML	7	40	COMB	POST / CIMA	estreita
ML	7	20	COMB	POST / CIMA	estreita
ML	7	20	COMB	ANT / BAIXO	estreita
ML	7	40	TRAN	ANT	estreita
ML	7	20	TRAN	ANT	estreita

Bloco 2 - Dia 7					
EIXO	AMPLITUDE	VELOCIDADE	TIPO	DIREÇÃO	BASE DE SUPORTE
ML	7	40	COMB	ANT / BAIXO	estreita
ML	7	40	TRAN	ANT	estreita
ML	7	40	COMB	POST / CIMA	estreita
ML	7	20	COMB	ANT / BAIXO	estreita
ML	7	20	TRAN	POST	estreita
ML	7	40	COMB	ANT / BAIXO	estreita
ML	7	20	TRAN	ANT	estreita
ML	7	40	TRAN	POST	estreita
ML	7	40	COMB	POST / CIMA	estreita
ML	7	20	TRAN	ANT	estreita
ML	7	40	COMB	ANT / BAIXO	estreita
ML	7	40	COMB	POST / CIMA	estreita
ML	7	20	COMB	POST / CIMA	estreita
ML	7	40	TRAN	POST	estreita
ML	7	40	COMB	ANT / BAIXO	estreita
ML	7	20	TRAN	POST	estreita

Bloco 3 - Dia 7					
EIXO	AMPLITUDE	VELOCIDADE	TIPO	DIREÇÃO	BASE DE SUPORTE
ML	7	20	TRAN	POST	estreita
ML	7	20	COMB	POST / CIMA	estreita
ML	7	40	COMB	POST / CIMA	estreita
ML	7	20	TRAN	ANT	estreita
ML	7	20	COMB	ANT / BAIXO	estreita
ML	7	40	TRAN	ANT	estreita
ML	7	40	TRAN	POST	estreita
ML	7	20	TRAN	POST	estreita
ML	7	20	COMB	ANT / BAIXO	estreita
ML	7	40	TRAN	ANT	estreita
ML	7	40	TRAN	POST	estreita
ML	7	40	COMB	POST / CIMA	estreita
ML	7	20	COMB	POST / CIMA	estreita
ML	7	20	COMB	ANT / BAIXO	estreita
ML	7	40	TRAN	ANT	estreita
ML	7	20	TRAN	ANT	estreita

Bloco 4 - Dia 7					
EIXO	AMPLITUDE	VELOCIDADE	TIPO	DIREÇÃO	BASE DE SUPORTE
ML	7	40	COMB	ANT / BAIXO	estreita
ML	7	40	TRAN	ANT	estreita
ML	7	40	COMB	POST / CIMA	estreita
ML	7	20	COMB	ANT / BAIXO	estreita
ML	7	20	TRAN	POST	estreita
ML	7	40	COMB	ANT / BAIXO	estreita
ML	7	20	TRAN	ANT	estreita
ML	7	40	TRAN	POST	estreita
ML	7	40	COMB	POST / CIMA	estreita
ML	7	20	TRAN	ANT	estreita
ML	7	40	COMB	ANT / BAIXO	estreita
ML	7	40	COMB	POST / CIMA	estreita
ML	7	20	COMB	POST / CIMA	estreita
ML	7	40	TRAN	POST	estreita
ML	7	40	COMB	ANT / BAIXO	estreita
ML	7	20	TRAN	POST	estreita

Bloco 5 - Dia 7					
EIXO	AMPLITUDE	VELOCIDADE	TIPO	DIREÇÃO	BASE DE SUPORTE
AP	7	20	TRAN	POST	estreita
AP	7	20	COMB	POST / CIMA	estreita
AP	7	40	COMB	POST / CIMA	estreita
AP	7	20	TRAN	ANT	estreita
AP	7	20	COMB	ANT / BAIXO	estreita
AP	7	40	TRAN	ANT	estreita
AP	7	40	TRAN	POST	estreita
AP	7	20	TRAN	POST	estreita
AP	7	20	COMB	ANT / BAIXO	estreita
AP	7	40	TRAN	ANT	estreita
AP	7	40	TRAN	POST	estreita
AP	7	40	COMB	POST / CIMA	estreita
AP	7	20	COMB	POST / CIMA	estreita
AP	7	20	COMB	ANT / BAIXO	estreita
AP	7	40	TRAN	ANT	estreita
AP	7	20	TRAN	ANT	estreita

Bloco 6 - Dia 7					
EIXO	AMPLITUDE	VELOCIDADE	TIPO	DIREÇÃO	BASE DE SUPORTE
AP	7	40	COMB	ANT / BAIXO	estreita
AP	7	40	TRAN	ANT	estreita
AP	7	40	COMB	POST / CIMA	estreita
AP	7	20	COMB	ANT / BAIXO	estreita
AP	7	20	TRAN	POST	estreita
AP	7	40	COMB	ANT / BAIXO	estreita
AP	7	20	TRAN	ANT	estreita
AP	7	40	TRAN	POST	estreita
AP	7	40	COMB	POST / CIMA	estreita
AP	7	20	TRAN	ANT	estreita
AP	7	40	COMB	ANT / BAIXO	estreita
AP	7	40	COMB	POST / CIMA	estreita
AP	7	20	COMB	POST / CIMA	estreita
AP	7	40	TRAN	POST	estreita
AP	7	40	COMB	ANT / BAIXO	estreita
AP	7	20	TRAN	POST	estreita

Bloco 7 - Dia 7					
EIXO	AMPLITUDE	VELOCIDADE	TIPO	DIREÇÃO	BASE DE SUPORTE
AP	7	20	TRAN	POST	estreita
AP	7	20	COMB	POST / CIMA	estreita
AP	7	40	COMB	POST / CIMA	estreita
AP	7	20	TRAN	ANT	estreita
AP	7	20	COMB	ANT / BAIXO	estreita
AP	7	40	TRAN	ANT	estreita
AP	7	40	TRAN	POST	estreita
AP	7	20	TRAN	POST	estreita
AP	7	20	COMB	ANT / BAIXO	estreita
AP	7	40	TRAN	ANT	estreita
AP	7	40	TRAN	POST	estreita
AP	7	40	COMB	POST / CIMA	estreita
AP	7	20	COMB	POST / CIMA	estreita
AP	7	20	COMB	ANT / BAIXO	estreita
AP	7	40	TRAN	ANT	estreita
AP	7	20	TRAN	ANT	estreita

Bloco 8 - Dia 7					
EIXO	AMPLITUDE	VELOCIDADE	TIPO	DIREÇÃO	BASE DE SUPORTE
AP	7	40	COMB	ANT / BAIXO	estreita
AP	7	40	TRAN	ANT	estreita
AP	7	40	COMB	POST / CIMA	estreita
AP	7	20	COMB	ANT / BAIXO	estreita
AP	7	20	TRAN	POST	estreita
AP	7	40	COMB	ANT / BAIXO	estreita
AP	7	20	TRAN	ANT	estreita
AP	7	40	TRAN	POST	estreita
AP	7	40	COMB	POST / CIMA	estreita
AP	7	20	TRAN	ANT	estreita
AP	7	40	COMB	ANT / BAIXO	estreita
AP	7	40	COMB	POST / CIMA	estreita
AP	7	20	COMB	POST / CIMA	estreita
AP	7	40	TRAN	POST	estreita
AP	7	40	COMB	ANT / BAIXO	estreita
AP	7	20	TRAN	POST	estreita

Bloco 1 - Dia 8					
EIXO	AMPLITUDE	VELOCIDADE	TIPO	DIREÇÃO	BASE DE SUPORTE
AP	7	20	TRAN	POST	estreita
AP	7	20	COMB	POST / CIMA	estreita
AP	7	40	COMB	POST / CIMA	estreita
AP	7	20	TRAN	ANT	estreita
AP	7	20	COMB	ANT / BAIXO	estreita
AP	7	40	TRAN	ANT	estreita
AP	7	40	TRAN	POST	estreita
AP	7	20	TRAN	POST	estreita
AP	7	20	COMB	ANT / BAIXO	estreita
AP	7	40	TRAN	ANT	estreita
AP	7	40	TRAN	POST	estreita
AP	7	40	COMB	POST / CIMA	estreita
AP	7	20	COMB	POST / CIMA	estreita
AP	7	20	COMB	ANT / BAIXO	estreita
AP	7	40	TRAN	ANT	estreita
AP	7	20	TRAN	ANT	estreita

Bloco 2 - Dia 8					
EIXO	AMPLITUDE	VELOCIDADE	TIPO	DIREÇÃO	BASE DE SUPORTE
AP	7	40	COMB	ANT / BAIXO	estreita
AP	7	40	TRAN	ANT	estreita
AP	7	40	COMB	POST / CIMA	estreita
AP	7	20	COMB	ANT / BAIXO	estreita
AP	7	20	TRAN	POST	estreita
AP	7	40	COMB	ANT / BAIXO	estreita
AP	7	20	TRAN	ANT	estreita
AP	7	40	TRAN	POST	estreita
AP	7	40	COMB	POST / CIMA	estreita
AP	7	20	TRAN	ANT	estreita
AP	7	40	COMB	ANT / BAIXO	estreita
AP	7	40	COMB	POST / CIMA	estreita
AP	7	20	COMB	POST / CIMA	estreita
AP	7	40	TRAN	POST	estreita
AP	7	40	COMB	ANT / BAIXO	estreita
AP	7	20	TRAN	POST	estreita

Bloco 3 - Dia 8					
EIXO	AMPLITUDE	VELOCIDADE	TIPO	DIREÇÃO	BASE DE SUPORTE
AP	7	20	TRAN	POST	estreita
AP	7	20	COMB	POST / CIMA	estreita
AP	7	40	COMB	POST / CIMA	estreita
AP	7	20	TRAN	ANT	estreita
AP	7	20	COMB	ANT / BAIXO	estreita
AP	7	40	TRAN	ANT	estreita
AP	7	40	TRAN	POST	estreita
AP	7	20	TRAN	POST	estreita
AP	7	20	COMB	ANT / BAIXO	estreita
AP	7	40	TRAN	ANT	estreita
AP	7	40	TRAN	POST	estreita
AP	7	40	COMB	POST / CIMA	estreita
AP	7	20	COMB	POST / CIMA	estreita
AP	7	20	COMB	ANT / BAIXO	estreita
AP	7	40	TRAN	ANT	estreita
AP	7	20	TRAN	ANT	estreita

Bloco 4 - Dia 8					
EIXO	AMPLITUDE	VELOCIDADE	TIPO	DIREÇÃO	BASE DE SUPORTE
AP	7	40	COMB	ANT / BAIXO	estreita
AP	7	40	TRAN	ANT	estreita
AP	7	40	COMB	POST / CIMA	estreita
AP	7	20	COMB	ANT / BAIXO	estreita
AP	7	20	TRAN	POST	estreita
AP	7	40	COMB	ANT / BAIXO	estreita
AP	7	20	TRAN	ANT	estreita
AP	7	40	TRAN	POST	estreita
AP	7	40	COMB	POST / CIMA	estreita
AP	7	20	TRAN	ANT	estreita
AP	7	40	COMB	ANT / BAIXO	estreita
AP	7	40	COMB	POST / CIMA	estreita
AP	7	20	COMB	POST / CIMA	estreita
AP	7	40	TRAN	POST	estreita
AP	7	40	COMB	ANT / BAIXO	estreita
AP	7	20	TRAN	POST	estreita

Bloco 5 - Dia 8					
EIXO	AMPLITUDE	VELOCIDADE	TIPO	DIREÇÃO	BASE DE SUPORTE
ML	7	20	TRAN	POST	estreita
ML	7	20	COMB	POST / CIMA	estreita
ML	7	40	COMB	POST / CIMA	estreita
ML	7	20	TRAN	ANT	estreita
ML	7	20	COMB	ANT / BAIXO	estreita
ML	7	40	TRAN	ANT	estreita
ML	7	40	TRAN	POST	estreita
ML	7	20	TRAN	POST	estreita
ML	7	20	COMB	ANT / BAIXO	estreita
ML	7	40	TRAN	ANT	estreita
ML	7	40	TRAN	POST	estreita
ML	7	40	COMB	POST / CIMA	estreita
ML	7	20	COMB	POST / CIMA	estreita
ML	7	20	COMB	ANT / BAIXO	estreita
ML	7	40	TRAN	ANT	estreita
ML	7	20	TRAN	ANT	estreita

Bloco 6 - Dia 8					
EIXO	AMPLITUDE	VELOCIDADE	TIPO	DIREÇÃO	BASE DE SUPORTE
ML	7	40	COMB	ANT / BAIXO	estreita
ML	7	40	TRAN	ANT	estreita
ML	7	40	COMB	POST / CIMA	estreita
ML	7	20	COMB	ANT / BAIXO	estreita
ML	7	20	TRAN	POST	estreita
ML	7	40	COMB	ANT / BAIXO	estreita
ML	7	20	TRAN	ANT	estreita
ML	7	40	TRAN	POST	estreita
ML	7	40	COMB	POST / CIMA	estreita
ML	7	20	TRAN	ANT	estreita
ML	7	40	COMB	ANT / BAIXO	estreita
ML	7	40	COMB	POST / CIMA	estreita
ML	7	20	COMB	POST / CIMA	estreita
ML	7	40	TRAN	POST	estreita
ML	7	40	COMB	ANT / BAIXO	estreita
ML	7	20	TRAN	POST	estreita

Bloco 7 - Dia 8					
EIXO	AMPLITUDE	VELOCIDADE	TIPO	DIREÇÃO	BASE DE SUPORTE
ML	7	20	TRAN	POST	estreita
ML	7	20	COMB	POST / CIMA	estreita
ML	7	40	COMB	POST / CIMA	estreita
ML	7	20	TRAN	ANT	estreita
ML	7	20	COMB	ANT / BAIXO	estreita
ML	7	40	TRAN	ANT	estreita
ML	7	40	TRAN	POST	estreita
ML	7	20	TRAN	POST	estreita
ML	7	20	COMB	ANT / BAIXO	estreita
ML	7	40	TRAN	ANT	estreita
ML	7	40	TRAN	POST	estreita
ML	7	40	COMB	POST / CIMA	estreita
ML	7	20	COMB	POST / CIMA	estreita
ML	7	20	COMB	ANT / BAIXO	estreita
ML	7	40	TRAN	ANT	estreita
ML	7	20	TRAN	ANT	estreita

Bloco 8 - Dia 8					
EIXO	AMPLITUDE	VELOCIDADE	TIPO	DIREÇÃO	BASE DE SUPORTE
ML	7	40	COMB	ANT / BAIXO	estreita
ML	7	40	TRAN	ANT	estreita
ML	7	40	COMB	POST / CIMA	estreita
ML	7	20	COMB	ANT / BAIXO	estreita
ML	7	20	TRAN	POST	estreita
ML	7	40	COMB	ANT / BAIXO	estreita
ML	7	20	TRAN	ANT	estreita
ML	7	40	TRAN	POST	estreita
ML	7	40	COMB	POST / CIMA	estreita
ML	7	20	TRAN	ANT	estreita
ML	7	40	COMB	ANT / BAIXO	estreita
ML	7	40	COMB	POST / CIMA	estreita
ML	7	20	COMB	POST / CIMA	estreita
ML	7	40	TRAN	POST	estreita
ML	7	40	COMB	ANT / BAIXO	estreita
ML	7	20	TRAN	POST	estreita